

**Werkstoffkundliche und antibakterielle Untersuchungen selbstadhäsiver
Befestigungswerkstoffe im Vergleich zu einem Befestigungskomposit und
einem Glasionomerzement**

DISSERTATION

Zur Erlangung des akademischen Grades
doctor medicinae dentariae
(Dr. med. dent.)

vorgelegt dem Rat der Medizinischen Fakultät
der Friedrich-Schiller-Universität Jena

von
Diana Hoppert
geboren am 16.05.1987 in Eisenach

Jena 2011

Gutachter

1. _____

2. _____

3. _____

Tag der öffentlichen Verteidigung: _____

INHALTSVERZEICHNIS

Abkürzungsverzeichnis

		Seite
1	Zusammenfassung	1
2	Einleitung	3
2.1	Allgemeines über Befestigungswerkstoffe	3
2.2	Die Entwicklung der Befestigungswerkstoffe in der Zahnmedizin	3
2.3	Zusammensetzung eines Komposits	6
2.4	Notwendigkeit und Entwicklung der Adhäsiv-Systeme	8
2.5	Selbstadhäsive Befestigungswerkstoffe	9
2.6	Mikrobiologische Aspekte von Befestigungskompositen	10
3	Zielstellung	12
4	Material und Methoden	15
4.1	Untersuchte Befestigungswerkstoffe	15
4.2	Werkstoffkundliche Untersuchung	17
4.2.1	Biegefestigkeit und Elastizitätsmodul	17
4.2.2	Mikrohärte nach Vickers	19
4.2.3	Druck-Scherfestigkeit	19
4.2.4	Reale Befestigung einer edelmetallfreien Krone auf einem edelmetallfreien Modellstumpf	20
4.3	Antibakterielle Testung	21
4.4	Statistische Auswertung	23
5	Ergebnisse	24
5.1	Werkstoffkundliche Untersuchung	24
5.1.1	Biegefestigkeit	24
5.1.2	Elastizitätsmodul	25
5.1.3	Mikrohärte nach Vickers	26
5.1.4	Druck-Scherfestigkeit	27
5.1.5	Reale Befestigung einer edelmetallfreien Krone auf einem edelmetallfreien Modellstumpf	31
5.1.6	Ergebnisse innerhalb der einzelnen Befestigungswerkstoffe	32
5.2	Antibakterielle Testung	37

6	Diskussion	39
6.1	Methodisches Vorgehen	39
6.2	Ergebnisse der werkstoffkundlichen Untersuchungen	40
6.2.1	Biegefestigkeit	40
6.2.2	Elastizitätsmodul	42
6.2.3	Mikrohärte nach Vickers	42
6.2.4	Druck-Scherfestigkeit	43
6.2.4.1	Edelmetallfreie Legierung Wirobond C	44
6.2.4.2	Edelmetall-Legierung Degunorm	44
6.2.4.2	Zirkoniumoxid VITA In-Ceram YZ	45
6.2.4.4	Humaner Schmelz	45
6.2.4.5	Humanes Dentin	46
6.2.5	Reale Befestigung einer edelmetallfreien Krone auf einem edelmetallfreien Modellstumpf	47
6.2.6	Ergebnisse der einzelnen Befestigungswerkstoffe	48
6.3	Antibakterielle Wirkung der untersuchten Befestigungswerkstoffe gegenüber den Testkeimen und deren Langzeitwirkung im Agar-Hemmhoftest	55
7	Schlussfolgerung	61
8	Literaturverzeichnis	62
9	Anhang	73
	Tabellen und Abbildungen	
	Danksagung	
	Lebenslauf	
	Ehrenwörtliche Erklärung	

ABKÜRZUNGSVERZEICHNIS

4-META	4-Methacryloxyethyltrimellitanhydrid
A	Fläche
A.	Actinomyces
AB	Experimentalvariante AB; ein Befestigungskomposit zusammengestellt von Dr. Roland Göbel (Abteilung Werkstoffkunde, Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik und Werkstoffkunde, Friedrich-Schiller-Universität Jena)
Anh.	Anhang
Bis-GMA	Bisphenol-A-Glycidylmethacrylat
CPC	Cetylpyridinium-Chlorid
CHX	Chlorhexidin
d	Tag
DIN	Deutsche Industrienorm
EGDMA	Ethylenglycol-Dimethacrylat
EM	Edelmetall-Legierung
EMF	Edelmetallfreie Legierung
EN	Europäische Norm
F	Kraft
Gew.-%	Gewichtsprozent
GIZ	Glasionomierzement
GPDM	Glycerol-Phosphat-Dimethacrylat
h	Höhe
HEMA	2-Hydroxyethylmethacrylat
HV	Mikrohärte nach Vickers
ISO	International Organisation for Standardisation
L	Länge, Stützweite
L.	Lactobacillus
LED	Light Emitting Diode
Masse-%	Masseprozent
MDP	10-Methacryloyloxydecyl-dihydrogenphosphat
MDPB	Methacryloyloxydodecylpyridiniumbromid
MPa	Megapascal

Abkürzungsverzeichnis

Mw	Mittelwert
N	Newton
S.	Staphylococcus bzw. Streptococcus nach Artangabe
s	Standardabweichung
TEDMA	Tetraethylenglycol-Dimethacrylat
TEGDMA	Triethylenglycol-Dimethacrylat
TLW	Temperaturlastwechsel
UDMA	Urethan-Dimethacrylat
UV	Ultraviolett
Vol.-%	Volumenprozent
ZrO ₂	Zirkoniumdioxid
ZZMK	Zentrum für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde

1 Zusammenfassung

Die Befestigungswerkstoffe in der Zahnmedizin machten seit dem ersten beschriebenen ihrer Art um 1856 eine vielgestaltige Entwicklung durch. Zunächst wurden Zemente verwendet. 1963 kamen die Komposite auf den Dentalmarkt und wurden im Laufe der Zeit so weiterentwickelt, dass auch sie bei der Befestigung von Restaurationen eingesetzt werden konnten. Hier führte der Weg über komplizierte Dentin-Adhäsiv-Systeme zur Vereinfachung bis hin zur heutigen Integrierung der adhäsiven Komponenten in das Komposit selbst.

Das Ziel der vorliegenden In-vitro-Arbeit war es, die selbstadhäsiven Befestigungskomposite RelyX Unicem (3M ESPE, Seefeld/Deutschland), MaxCem (Kerr Hawe, Bioggio/Schweiz), i-Cem (Heraeus Kulzer, Hanau/Deutschland), Panavia F 2.0 (Kuraray, Okayama/Japan) und eine Experimentalvariante; das nicht selbstadhäsive Befestigungskomposit ResiCem (Shofu, Kyoto/Japan) und den Glasionomierzement Ketac Cem (3M ESPE, Seefeld/Deutschland) hinsichtlich ihrer werkstoffkundlichen und antibakteriellen Eigenschaften vergleichend zu untersuchen.

Werkstoffkundlich wurden die Parameter Biegefestigkeit, Elastizitätsmodul, Vickershärte, Verbundfestigkeiten zu einer Edelmetall-Legierung, einer edelmetallfreien Legierung, Zirkoniumoxid, humanem Schmelz und humanem Dentin sowie die Abzugskraft einer befestigten Krone von einem Modellstumpf bestimmt. RelyX Unicem wurde der Photo- sowie der Autopolymerisation unterzogen.

Für die Untersuchung der antibakteriellen Eigenschaften kam der Agar-Hemmhofstest zur Anwendung. Unter aseptischen Bedingungen wurden die ausgehärteten Probekörper in mit Bakterien beimpften Agar eingegossen. Neun Referenzstämme (*S. mutans*, *S. sanguinis*, *S. sobrinus*, *L. casei*, *L. coryniformis*, *L. plantarum*, *A. naeslundii*, *A. odontolyticus* und *S. aureus*) wurden in die Studie einbezogen. Nach Bebrütung wurde die antibakterielle Wirkung im Bakterienrasen metrisch erfasst.

Bei den physikalisch-mechanischen Eigenschaften konnten das konventionelle Befestigungskomposit ResiCem sowie das selbstadhäsive Komposit RelyX Unicem kontinuierlich gute Ergebnisse vorweisen. Die anderen untersuchten selbstadhäsiven Befestigungskomposite waren dem konventionellen Komposit jedoch nicht gleichwertig. Die selbstadhäsiven Komposite sind somit noch nicht in der Lage, konventionelle Komposite mit Primer ausnahmslos zu ersetzen. Aufgrund der schlechten physikalisch-mechanischen Eigenschaften der selbstadhäsiven Experimentalvariante AB ist diese als Befestigungswerkstoff ungeeignet. Auch

Ketac Cem wies schlechte Eigenschaften auf. Da sich Glasionomerzemente jedoch schon langfristig in der Praxis bewährt haben, ist ihre Verwendung vertretbar, wenn die klinische Situation den Gebrauch erforderlich macht.

Die antibakteriellen Eigenschaften der untersuchten Befestigungswerkstoffe waren in ihrer Gesamtheit gesehen gering und nicht von langer Dauer. Insgesamt erwiesen sich vier Komposite als initial antibakteriell, inhibierten aber nur einzelne Bakterienstämme in ihrem Wachstum. Die Experimentalvariante erwies sich als am stärksten und längsten antibakteriell. Bei Betrachtung aller getesteten Werkstoffe wurden in sechs Fällen Streptokokken in ihrem Wachstum unterdrückt und in vier Fällen Aktinomyzeten. Das Laktobazillenwachstum wurde in drei Fällen geringfügig inhibiert. *S. aureus* wurde ausschließlich von der Experimentalvariante AB wachstumshemmend beeinflusst.

Die Ergebnisse der werkstoffkundlichen Untersuchungen sollten für die Wahl eines Befestigungswerkstoffes entscheidend sein. Der Leser findet in dieser Arbeit einen Überblick zu den mechanisch-physikalischen Eigenschaften ausgewählter Befestigungswerkstoffe und deren antibakterieller Wirkung.

2 Einleitung

2.1 Allgemeines über Befestigungswerkstoffe

Als Befestigungsmaterial wird ein Werkstoff bezeichnet, der zwei Flächen miteinander verbindet (Dörfer et al. 1998). Zu den zahnärztlichen Befestigungswerkstoffen gehören alle Zemente, Komposite und Kompomere, die der Befestigung von indirekten Restaurationen am Zahn dienen. Durch sie soll der Spalt zwischen Zahnhartsubstanz und Restauration ausgefüllt werden (Patyk et al. 1993). Biologisches Substrat (Zahnhartsubstanz) und technisches Substrat (Restaurationswerkstoff) werden mithilfe eines Befestigungswerkstoffes zusammen gefügt. Es entsteht eine biologisch und funktionell belastbare Einheit (Kappert und Eichner 2008).

2.2 Die Entwicklung der Befestigungswerkstoffe in der Zahnmedizin

Das erste Rezept für zahnärztlichen Zement stammt aus dem Jahr 1856 und geht auf Sorel zurück. Dieser aus Magnesiumchlorid bestehende so genannte Sorel-Kitt versagte jedoch als Befestigungsmaterial. Zudem wirkte er stark toxisch auf die Pulpa und war wenig mundbeständig.

1877 wurde dann von Rostagni ein Material in die Zahnheilkunde eingeführt, das noch heute bei der Befestigung von Zahnersatz aus Metalllegierungen verwendet wird. Das von seinem Erfinder als „Dentinagene“ bezeichnete Präparat bestand aus Zinkoxid und Phosphorsäure und stellte den ersten Zinkoxidphosphatzement dar. Rostagni starb und die Rezeptur dieses ersten Zinkoxidphosphatzementes ging verloren (Kappert und Eichner 2008). Ende des 19. Jahrhunderts versuchte der Chemiker Dr. Otto Hoffmann den Werkstoff wieder herzustellen; es gelang um 1892 (Hattenbach 2009). Bis heute wird Zinkoxidphosphatzement als Mittel der Wahl zur definitiven Eingliederung prothetischer Arbeiten verwendet. Allerdings weist Zinkoxidphosphatzement eine rein mechanische Retention auf. Nachteile sind eine hohe Löslichkeit, geringe Abrasionsresistenz, die schlechte farbliche Adaption an die Zahnhartsubstanz und eine geringe mechanische Beanspruchbarkeit (Kappert und Eichner 2008).

Der auf Ascher und Steenbock zurückgeführte so genannte Silikatzement kam 1903 in den Handel. Er bestand aus Aluminiumsilikatglas und Phosphorsäure (Hattenbach 2009). Doubledey (1920) gab an, dass bereits Fletcher 1879 den ersten Silikatzement entwickelte, allerdings mit einer Arsenik-Beimischung. Schon in einer Ausgabe der „Zahnärztlichen Rundschau“ aus dem Jahr 1910 wurde der Verdacht, Silikatzemente seien nicht biokompatibel, geäußert (Schreiber 1910). Nach Doubledey (1920) lässt

Silikatzement ständig Säuren austreten, insbesondere bei schlechter Verarbeitung. Dies führt zu einer Irritation und letztlich zu einer Schädigung der Pulpa. Um die Qualität dieses Zementes durch eine standardisierte Zubereitung zu optimieren, wurde 1965 das erste praxiswirksame Kapsel-Dosier- und Mischsystem (Siliamat-Silicap, Vivadent) eingeführt (Kappert und Eichner 2008). Doch auch hiermit konnte die pulpatoxische Wirkung nicht genügend verringert werden.

Zur Verbesserung der Eigenschaften wurde deshalb die Phosphorsäure durch Polyacrylsäure ersetzt. Beibehalten wurde jedoch der Glaspulveranteil, der Glasionomerzement (GIZ) entstand. Der Wortbestandteil „ionomer“ leitet sich von ionischem Polymer ab, das ionische Gruppen als Teil der Hauptkette oder seitenständig zu dieser enthält (Kappert und Eichner 2008). Erstmals wurde der Werkstoff 1972 von Wilson und Kent beschrieben. Diese Form des Zementes findet bis heute in der Zahnmedizin Anwendung. Wurden zunächst die Glasionomerzemente nur für die Füllungslegung im Zahnhalsbereich empfohlen, so erschlossen sie sich durch Modifikation der Säuren und Gläser bald weitere Indikationen. Als Beispiel sei die Befestigung genannt. Dank der Polyacrylsäure weist der Glasionomerzement neben der besseren Biokompatibilität zusätzlich die Fähigkeit auf, mit der Zahnhartsubstanz chemische Bindungen einzugehen (Kappert und Eichner 2008). Außerdem ist die Fluoridabgabe positiv hervorzuheben, durch die weniger Sekundärkaries auftritt (Forsten 1994). Dies wird vorwiegend durch die erhöhte Remineralisationsrate der Zahnhartsubstanz hervorgerufen. Aber auch Säurewirkung und antibakterielle Zinkionen, die teilweise von Glasionomerzementen freigesetzt werden, kommen hierfür in Frage (Wiegand et al. 2007). Die Säurewirkung wird durch die Abbindereaktion hervorgerufen, die eine Säure-Basen-Reaktion darstellt (Schmalz und Arenholt-Bindslev 2005). Als Nachteile sind jedoch die hohe Löslichkeit bei frühem Wasserkontakt, die begrenzte Ästhetik und die eingeschränkte klinische Haltbarkeit zu sehen (Marxkors et al. 2008, Kappert und Eichner 2008).

Neben der Weiterentwicklung des Silikatzementes zu Glasionomerzement fand in den 1970er Jahren eine Trendwende zugunsten der Komposite statt. Die Entwicklung der Komposite begann bereits 1962, als Bowen ein neues Monomer, das Bis-GMA, synthetisierte. Dieses wurde mit Quarzmehl verstärkt und stellte somit ein Makrofüller-Komposit dar. Der Begriff „Komposit“ wurde aus dem englischen Sprachgebrauch übernommen und bedeutet so viel wie „zusammensetzen“ („compose“). Das Material setzt sich aus drei Hauptbestandteilen zusammen. Hierzu gehören die organische

Matrix, die anorganischen Füllstoffe und die Verbundphase. Die Verbundphase wurde allerdings erst später zugefügt. Zunächst war die damalige Neuentwicklung Komposit aber noch nicht ausgereift genug, um sich gegenüber anderen Dentalwerkstoffen durchzusetzen. Als Nachteil dieser frühen Komposite sind beispielsweise fehlende Polierbarkeit und Abrasionsresistenz zu nennen. Die Oberfläche erwies sich somit als rau und matt. Die Eigenschaften der Materialgruppe wurden schrittweise verbessert. Dies gelang zum Beispiel mit Neuerungen wie dem Einsatz von Mikrofüllern. Auch die Einführung UV-polymerisierender Komposite im Jahr 1973 führte zu einem Fortschritt. Einkomponenten-Materialien verhinderten nun Mischfehler und Porositäten. Außerdem wurde die Durchhärtetiefe optimiert. Ein weiteres Problem stellte der hohe Prozentsatz an Polymerisationsschrumpfung dar (Ott 1990). Inzwischen wird die Polymerisationsschrumpfung moderner Kunststoffe nur noch mit zwei bis drei Volumenprozent angegeben (Schmalz und Arenholt-Bindsley 2005). Durch eine stetige Verbesserung der Eigenschaften sind die Komposite heute aus der Zahnmedizin nicht mehr wegzudenken. Um die Eigenschaften an die Bedürfnisse beim Befestigen von Restaurationen anzupassen, wurde der Füllstoffgehalt reduziert. Hierdurch wird eine ausreichende Fließfähigkeit erreicht (Kappert und Eichner 2008).

Eine Kombination aus den Materialien Glasionomerzement und Komposit stellen die Ende der 1980er Jahre entwickelten kunststoffmodifizierten Glasionomerzemente sowie die 1993 vorgestellten Kompomere dar. Bei letzterem ist die Eingliederung von Vollkeramikrestaurationen aufgrund der hygroskopischen Expansion umstritten (Kappert und Eichner 2008). Außerdem ist bei der Benutzung von Kompomeren wie bei Kompositen ein Adhäsiv-System für die Haftung an der Zahnhartsubstanz erforderlich. Die aktuellen Entwicklungen auf dem Dentalmarkt greifen an diesem Punkt an, um die neueste Generation der Befestigungswerkstoffe in ihrer Handhabung zu vereinfachen. So genannte selbstadhäsive Befestigungskomposite sollen die Behandlungsschritte beim Einsetzen von Restaurationen verringern. Nach Herstellerangaben sollen sowohl hochgoldhaltige als auch edelmetallfreie oder keramische Restaurationen eingegliedert werden können. Dies wird mit Hilfe von Phosphatmonomeren erreicht, die sich über OH-Gruppen an die verschiedenen Materialien binden. Die Bezeichnung „adhäsiv“ hat sich für den chemischen Verbund etabliert, obwohl sie eigentlich einen rein physikalischen Begriff darstellt. Adhäsive Befestigungswerkstoffe wirken jedoch immer auch mechanisch. Tabelle 1 stellt die Entwicklung der Befestigungswerkstoffe chronologisch dar.

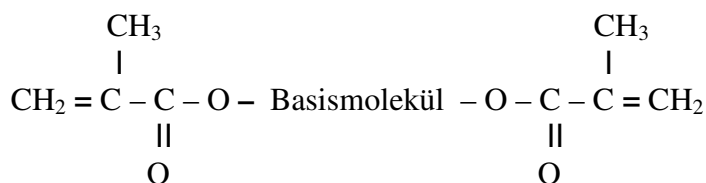
Tabelle 1: Geschichtliche Entwicklung der dentalen Befestigungswerkstoffe

Einführungsjahr	Befestigungswerkstoff	Zusammensetzung
1856	Sorel-Kitt	Magnesiumchlorid
1877	„Dentinogene“ Zinkoxidphosphatzement	Zinkoxid, Phosphorsäure
1892	Hoffmann's Cement Zinkoxidphosphatzement	Zinkoxid, Phosphorsäure
1903	Silikatzement	Aluminiumsilikatglas, Phosphorsäure
1963	Komposit	Monomer, Comonomer, Füllstoffe, Initiator, Akzelerator, Inhibitor, Haftvermittler, Pigmente
1975	Glasionomierzement	Aluminiumsilikatglas, Polyacrylsäure
1993	Kompomere	Komposit-Bestandteile, Fluorosilikatglas, Polyalkensäure

2.3 Zusammensetzung eines Komposits

Komposite bestehen aus drei Gruppen von Inhaltsstoffen. Hierzu zählen die organische Matrix, die anorganischen Füllstoffe und die Verbundphase. Letztere schafft den Verbund der Füllstoffe zur organischen Matrix (Combe 1984, Meiners und Lehmann 1998, Ludwig 2005).

Die organische Matrix beinhaltet Monomere. Hier handelt es sich fast ausschließlich um multifunktionelle Methacrylate. In Abbildung 1 ist der Aufbau hochmolekularer Dimethacrylate dargestellt.

**Abbildung 1:** Aufbau hochmolekularer Dimethacrylate

Die vereinfachte Grundformel lautet MA-R-MA, wobei R das organische Zwischenglied und MA einen Methacrylsäureester darstellt (Combe 1984). Das zentrale

Molekül R ist für die mechanischen Eigenschaften verantwortlich. Ist es beispielsweise langkettig, wird das Komposit zwar hoch viskös sein, aber es ist auch eine geringere Schrumpfung bei Polymerisation zu erwarten. Gebräuchliche Monomere in Kompositen sind Bis-GMA, UDMA oder TEDMA. Außerdem werden Comonomere mit kürzeren Kettenlängen wie TEGDMA oder auch EGDMA zugeführt.

TEGDMA spielt eine besondere Rolle, da es die Viskosität des Werkstoffs herabsetzt (Schmalz und Arenholt-Bindslev 2005, Hellwig et al. 2007). Dadurch können wiederum mehr Füllstoffe eingebracht werden. Weiterhin enthält die organische Matrix noch Initiatoren wie Campherchinon, die in Radikale zerfallen und die Doppelbindungen der Monomere angreifen. Durch Additionsvernetzung kommt es zur Bildung eines Makromoleküls. Die Initiatoren sind für den Polymerisationsgrad eines Komposits verantwortlich. Ein geringer Monomeranteil verbleibt unverändert als Restmonomer. Chemisch härtende Komposite weisen als Initiator meistens Benzoylperoxid auf, das durch ein tertiäres Amin als Akzelerator aktiviert wird. Auch hier entstehen beim Zerfall des Benzoylperoxides Radikale. Stabilisatoren reagieren mit vorzeitig entstehenden Radikalen. Pigmente können sowohl organischer als auch anorganischer Natur sein. Es werden häufig Eisenoxide genutzt. Außerdem werden der organischen Matrix Additiva wie Weichmacher, Lichtschutzmittel und optische Aufheller zugesetzt. Als anorganische Matrix werden Füllstoffe und anorganische Pigmente bezeichnet. Die Füllstoffe sind wesentlich für die Einteilung der Komposite (Hellwig et al. 2007). Die Einteilung der Befestigungskomposite ist ebenfalls nach Art und Größe der Füllkörper üblich (Kappert und Eichner 2008). Es werden Makrofüller und Mikrofüller unterschieden. Makrofüller sind rein anorganische, splitterförmige Partikel und bestehen aus Quarz, Glas oder Keramik (Hellwig et al. 2007). Die durchschnittliche Füllstoffgröße beträgt hier 8 - 12 μm (Schmalz und Arenholt-Bindslev 2005). Der Füllstoffgehalt bei Makrofüllerkompositen liegt bei ca. 75 Gewichtsprozenten. Die Füller neigen dazu, aus der Matrix heraus zu brechen, die Oberfläche ist rau. Allerdings sorgen die großen Füllstoffpartikel für eine geringe Polymerisationsschrumpfung. Bei Mikrofüllern liegt die Partikelgröße unter 1 μm . Als Beispiel ist Siliziumdioxid zu nennen. Mikrofüllerkomposite weisen schlechtere physikalische Eigenschaften auf. Durch ihren geringen Füllkörperanteil von lediglich 50 Gewichtsprozenten neigen sie zu einer größeren Polymerisationsschrumpfung. Vickershärte, Biegefestigkeit und Elastizitätsmodul zeigen schlechtere Werte. Hybridkomposite versuchen, die Eigenschaften durch ein Gemisch verschiedener Füllstoffe zu optimieren.

Weiterentwicklungen stellen heute Fein-, Feinst- und Submikrometerhybridkomposite sowie Nanofüllerkomposite dar (Hellwig et al. 2007).

Zur Verbundphase zählen trifunktionelle Alkoxysilane (Schmalz und Arenholt-Bindslev 2005). Durch die Silanisierung der Füllstoffe werden diese hydrophobiert. Der Methacrylsäurerest des Silans polymerisiert anschließend mit den Monomeren der organischen Phase. Durch diesen Bestandteil von Kompositen werden deren mechanische Eigenschaften erheblich erhöht (Hellwig et al. 2007).

2.4 Notwendigkeit und Entwicklung der Adhäsiv-Systeme

Gewöhnliche Komposite und Kompomere verlangen - wie schon erwähnt - in ihrer Verarbeitung die Vorbehandlung der Zahnhartsubstanz, da sie selbst keine chemische Bindung mit ihr eingehen können. Durch Aushärtung dieser zwei Materialien ergibt sich eine Polymerisationsschrumpfung, die ohne entsprechende vorangegangene Behandlungsschritte einen Randspalt zur Folge hätte. Unter Belastung kommt es an dieser Stelle dann zur so genannten Perkolation, Speichel und die in ihm gelösten Stoffe werden eingesogen. Dies würde nicht nur den Grundstein für eine marginale Verfärbung, sondern auch für eine Sekundärkaries legen.

Schmelz und Dentin benötigen aufgrund ihrer Unterschiede in chemischer Zusammensetzung und Aufbau eine andere Vorbehandlung. Hauptbestandteil des Schmelzes stellen anorganische Verbindungen dar, die ca. 95 Gewichtsprozent ausmachen. Hier sind neben ca. 40 verschiedenen Spurenelementen vor allem Kalzium und Phosphor zu nennen, die als Apatitverbindung in Form kleiner Kristalle vorliegen. Eine Vielzahl dieser Kristalle formiert sich zu Schmelzprismen. Die restlichen Anteile setzen sich sowohl aus Wasser als auch aus organischen Verbindungen wie Proteinen und Lipiden zusammen (Hellwig et al. 2007). Der Zahnschmelz wird nach Reinigung und Trockenlegung mit 37%iger Phosphorsäure angeätzt (Kappert und Eichner 2008). Durch diesen Behandlungsschritt, das so genannte Konditionieren, wird ein mikroretentives Relief geschaffen. Es kommt zu einer Oberflächenvergrößerung, besserer Benetzbarkeit und einer Erhöhung der Retentionsfähigkeit der Schmelzstrukturen. Nach Trocknung der Kavität wird dann ein Bonding aufgetragen und lichtgehärtet. Nun kann das Komposit aufgebracht werden.

Dentin setzt sich zu 70 Gewichtsprozent aus anorganischen, zu 20 Gewichtsprozent aus organischen Bestandteilen und aus Wasser zusammen. Die anorganischen Bestandteile ähneln denen des Schmelzes. Auch hier stellen neben verschiedenen

Spurenelementen vor allem Kalzium und Phosphat in Form von Apatit die Hauptbestandteile dar. Allerdings bilden im Dentin die Apatitkristalle keine Prismen aus, sie sind außerdem wesentlich kleiner als die des Zahnschmelzes (Hellwig et al. 2007). Dentin weist die so genannten Dentintubuli oder auch Dentinkanälchen auf. Neben den Odontoblastenfortsätzen befindet sich in den Tubuli Dentinliquor. Dieser Liquor ist eine extrazelluläre Flüssigkeit aus der Pulpa (Pashley et al. 1981). Diese Flüssigkeit kann bei Eröffnung der Dentinkanälchen austreten und mit anderen Komponenten zusammen eine Schmierschicht verursachen. Um die Benetzung des Dentins nicht zu gefährden, muss diese Schmierschicht entfernt werden. Dies geschieht mithilfe der Ätzung der Kavität. Es existiert aber auch die Möglichkeit, diese Schicht lediglich mit sauren Primern zu modifizieren (Haller und Blunck 2003).

Es muss eine Behandlung erfolgen, die zu einem chemischen Verbund von hydrophilem Dentin und hydrophoben Komposit führt. Solche Systeme sind die Primer, die nach der Säureätzung angewendet werden. Als nächster Schritt folgt dann das Auftragen des Adhäsivs. Die Formel M-R-X stellt Dentinhaftvermittler vereinfacht dar. M steht für eine Methacrylat-Gruppe, R verkörpert das Zwischenglied und X beschreibt eine funktionelle Gruppe, die mit dem Dentin reagieren soll.

2.5 Selbstadhäsive Befestigungswerkstoffe

Selbstadhäsive Befestigungsmaterialien stellen eine völlig neue Entwicklung dar. Der Vorteil besteht darin, dass hierbei keine gesonderte Behandlung der Zahnhartsubstanz und des einzugliedernden Zahnersatzes mehr nötig ist. Dies spart Zeit und verringert die Techniksensibilität.

Bei den neuen, selbstadhäsiven Kompositen kann nach Reinigung der Präparation sofort das Befestigungskomposit aufgebracht werden (Behr 2007). Weder Konditionieren, Primern und Bonden an der Zahnhartsubstanz noch das Auftragen von Primer auf die Restauration sind erforderlich. Somit wird die Anwendung erleichtert und Zeit gespart. Lediglich bei Panavia F 2.0 wird für eine verbesserte Haftung an die Zahnhartsubstanz noch das Auftragen des produktspezifischen Ed Primer II empfohlen. Für einen besseren Verbund zu Edelmetall-Legierungen rät der Hersteller des Produktes zur Benutzung des mitgelieferten Alloy Primers.

Die organische Matrix der selbstadhäsiven Komposite besteht aus mehrfach funktionellen phosphorsauren (Meth-)Acrylaten. Diese erfüllen zwei wichtige Funktionen. Zum einen beeinflussen sie die mechanischen Eigenschaften, zum anderen

dienen sie der Konditionierung der Zahnhartsubstanz. Letzteres führt zur Penetration des Komposits in die Zahnoberfläche (Gisler et al. 2009). Dadurch tragen diese sauren Acrylate zur Selbsthaftung an Schmelz und Dentin bei (Thalmair 2004). Außerdem erfolgt eine Reaktion der Säuregruppen des Monomers mit dem Apatit der Zahnhartsubstanz.

Diese Säuregruppen reagieren außerdem im Sinne einer Polymerisationsreaktion. Sie gehen des Weiteren auch mit den basischen Füllkörpern in einer Zementreaktion Verbindungen ein. Diese beiden Reaktionen stellen den Abbindemechanismus selbstadhäsiver Befestigungskomposite dar (Seltmann 2007). Die sauren Monomere ermöglichen einen hohen Vernetzungsgrad bei der Polymerisation. Dieser bewirkt eine geringere Löslichkeit und Quellung sowie stärkere mechanische Belastbarkeit. Ebenso ist die Biokompatibilität verbessert (Seltmann 2007, Freiberger 2008).

Der Anteil anorganischer Füllstoffe entspricht in etwa dem konventioneller Befestigungskomposite (Krämer und Frankenberger 2008). Die anorganischen Füllstoffe sind basisch und gehen mit den Säuregruppen des Monomers eine Salzreaktion ein (Thalmair 2004). Dies stellt die Zementreaktion dar.

Während dieser Neutralisationsreaktion wird Wasser freigesetzt, ein hydrophiles Milieu entsteht. Hierdurch erfolgt eine gute Adhäsion des Komposits an die Zahnhartsubstanz. Diese Feuchtigkeitstoleranz sollte einen Vorteil bei der Verwendung in subgingivalen Bereichen darstellen (RelyX Unicem Technisches Produktprofil).

Weiterhin erfolgt durch diese Neutralisation ein Anstieg des pH-Werts von einem sauren zu einem neutralen Niveau. Das gebildete Wasser wird anschließend durch weitere Reaktionen wieder verbraucht (Seltmann 2007). Somit kommt es zu einer Umwandlung in ein stabiles hydrophobes System mit neutralem pH-Wert, dadurch ist die Langzeitstabilität gewährleistet. Es entsteht eine mundbeständige Klebefuge (Krämer und Frankenberger 2008).

2.6 Mikrobiologische Aspekte von Befestigungskompositen

Befestigungskomposite beinhalten verschiedene Verbindungen, deren Einfluss auf Bakterienkulturen bereits nachgewiesen wurde. Restmonomeranteile sowie Mikrorisse entstanden durch Polymerisationsschrumpfung oder Verarbeitungsfehler führen zu Elution verschiedener Bestandteile. Hansel et al. (1998) untersuchten in vitro den Einfluss von Basis- und Comonomeren auf das Wachstum kariesrelevanter Bakterien. Während Bis-GMA und UDMA einen geringen beziehungsweise keinen

wachstumshemmenden Einfluss hatten, konnte bei TEGDMA und EGDMA sogar eine wachstumsfördernde Wirkung beobachtet werden.

Ein bakterizider Kompositzusatz ist das MDPB, das 1994 erstmals von Imazato et al. beschrieben wurde. Auch Metallionen wie Zink sind als antimikrobielle Agenzien zu nennen (Watson et al. 1991). Marsh und Martin 2003, Wiegand et al. 2007, Daugela et al. 2008 und Nakajo et al. 2009 beobachteten eine antibakterielle Wirkung von fluoridhaltigen Befestigungswerkstoffen.

Glutaraldehyd, dessen antibakterielle Wirkung schon Felton et al. (1989) nachwiesen, ist in einigen Adhäsivsystemen wie Syntac Adhesive (Ivoclar Vivadent, Ellwangen/Deutschland) und GLUMA (Hereaus Kulzer, Hanau/Deutschland) enthalten.

3 Zielstellung

Die Ergebnisse der Untersuchungen von Wachall (2009) machen deutlich, dass eine große Bandbreite an separat angewandten Adhäsiva in vitro eine antibakterielle Wirkung gegenüber Streptokokken, Aktinomyzeten und Laktobazillen aufweist.

Die vorliegende In-vitro-Studie widmete sich der Fragestellung, ob diese antibakterielle Wirkung auch bei selbstadhäsiven Befestigungskompositen vorliegt. Des Weiteren wurden die physikalisch-mechanischen Eigenschaften geprüft.

Um mikrobiologisch wie auch werkstoffkundlich einen Vergleich zu anderen Befestigungsmaterialien ziehen zu können, wurden zusätzlich zu den selbstadhäsiven Befestigungskompositen ein Glasionomerzement sowie ein konventionelles Befestigungskomposit als Standard untersucht.

Für die mikrobiologische Testung in dieser Studie wurden gleiche Stämme wie bei den Untersuchungen von Wachall (2009) genutzt. Es handelt sich dabei um die Referenzstämme *S. mutans*, *S. sanguinis*, *S. sobrinus*, *L. casei*, *L. coryniformis*, *L. plantarum*, *A. naeslundii* und *A. odontolyticus*. Als zusätzlicher Stamm wurde *S. aureus* herangezogen. Der Agar-Hemmhofstest sollte dabei Anwendung finden.

Bei dem werkstoffkundlichen Teil der vorliegenden Untersuchung sollten die Fragestellungen geklärt werden, ob

- sich die drei untersuchten Befestigungswerkstoffklassen in ihren physikalisch-mechanischen Eigenschaften und Verbundfestigkeiten voneinander unterscheiden.
- sich innerhalb der Gruppe der selbstadhäsiven Befestigungskomposite Differenzen der physikalisch-mechanischen Eigenschaften und Verbundfestigkeiten ergeben.
- die künstliche Alterung auf die physikalisch-mechanischen Eigenschaften und Verbundfestigkeiten Einfluss hat.
- bei einem ausgewählten dualhärtenden Befestigungskomposit die Polymerisationsart auf dessen physikalisch-mechanische Eigenschaften und Verbundfestigkeiten Einfluss hat.
- die Verwendung eines Metal-Primers Einfluss auf die Verbundfestigkeit eines ausgewählten selbstadhäsiven Komposits zu einer edelmetallfreien Legierung hat.

- sich die drei untersuchten Befestigungswerkstoffklassen in ihrer Zugfestigkeit aufzementierter Kronen in einem Kronen-Zugversuch voneinander unterscheiden.

Als Arbeitshypothese wurde angenommen,

- dass die selbstadhäsiven Befestigungskomposite vergleichbare physikalisch-mechanische Eigenschaften aufweisen wie das konventionelle Befestigungskomposit und der Glasionomerzement.
- dass die Verbundfestigkeiten einiger selbstadhäsiver Komposite vergleichbar hoch wie die des konventionellen Befestigungskomposits sind, der Großteil der selbstadhäsiven Komposite und der Glasionomerzement jedoch niedrigere Verbundfestigkeiten aufweisen.
- dass sich innerhalb der Gruppe der selbstadhäsiven Befestigungskomposite Differenzen der physikalisch-mechanischen Eigenschaften und Verbundfestigkeiten ergeben.
- dass die künstliche Alterung die physikalisch-mechanischen Eigenschaften und Verbundfestigkeiten herabsetzt.
- dass bei einem ausgewählten dualhärtenden Befestigungskomposit eine zusätzliche Fotopolymerisation dessen physikalisch-mechanische Eigenschaften und Verbundfestigkeiten erhöht.
- dass die Verwendung eines Metal-Primers die Verbundfestigkeit eines ausgewählten selbstadhäsiven Komposits zu einer edelmetallfreien Legierung erhöht.
- dass das konventionelle Komposit die höchste Zugfestigkeit im Kronen-Zugversuch erreicht, gefolgt von dem selbstadhäsiven Komposit und dem Glasionomerzement.

Für den mikrobiologischen Teil dieser Studie sollte überprüft werden,

- in welchem Ausmaß die oben genannten Befestigungswerkstoffe antibakteriell wirken.
- ob Streptokokken, Laktobazillen und Aktinomyzeten unterschiedlich betroffen sind.
- ob eine Langzeitwirkung besteht.

Als Arbeitshypothese wurde angenommen,

- dass die ausgewählten Befestigungswerkstoffe mehrheitlich nicht antibakteriell wirken.
- dass azidogene Keime (Streptokokken, Laktobazillen) weniger betroffen sind als basophile Keime (Aktinomyzeten).
- dass eine Langzeitwirkung nicht besteht.

Unter Berücksichtigung der Literaturrecherchen und klinischer Aspekte bestand das Ziel, die eingangs aufgeworfenen Fragen zu beantworten und Empfehlungen für die praktische zahnärztliche Tätigkeit abzuleiten.

4 Material und Methoden

4.1 Untersuchte Befestigungswerkstoffe

Die für die In-vitro-Studie ausgewählten Befestigungswerkstoffe sind in Tabelle 2 mit den Angaben der Hersteller über Zusammensetzung und Indikation der Werkstoffe aufgelistet; Chargen-Nummern und Verfallsdaten der Befestigungswerkstoffe enthält Tabelle 1 im Anhang.

Tabelle 2: In die werkstoffkundlichen und mikrobiologischen Untersuchungen einbezogene Befestigungswerkstoffe

Produkt (Hersteller)	Zusammensetzung	Indikation
Selbstadhäsive Befestigungskomposite		
RelyX Unicem (3M ESPE, Seefeld/Deutschland)	Enthält bifunktionelle (Meth-) Acrylate (z.B. TEGDMA), saure Monomere, Silizium, Glas-Füllstoffe, Kalzium-Hydroxid, Pigmente, Initiatoren für Selbsthärtung und chemische Härtung, Stabilisatoren, Acetat Füllstoffanteil: 72 Gew.-%	Definitive Zementierung von Inlays, Onlays, Kronen, Brücken, aus Vollkeramik, Komposit oder Metall, definitive Zementierung von Stiften und Schrauben
MaxCem (Kerr Hawe, Bioggio/Schweiz)	Enthält Methacrylate, GPDM, Bariumglass, Fluoroaluminiumsilikatglas Füllstoffanteil: 69 Gew.-%	Befestigung von Inlays, Onlays, Kronen, Brücken, Wurzelstiften und Veneers aus Keramik, Komposit oder Metall, Befestigung von Kronen auf Implantaten
i-Cem (Hereaus Kulzer, Hanau/Deutschland)	Auf Basis von sauren Urethan- sowie Di-, Tri- und multifunktionalen Acrylatmonomeren, enthält amorphes SiO ₂ , Natriumfluorid, Campherchinon, Ethyl-4-Dimethylamino-benzoat, 2-(Dimethylamino)-ethyl-methacrylat, Cumolhydroperoxid Füllstoffanteil: 41 Vol.-% (Submikrometer- und Mikrometer-Partikel)	Befestigung von metallkeramischen und metallischen (sowohl edelmetallhaltigen als auch edelmetallfreien) Kronen und Brücken sowie vollkeramischen Kronen und Brücken aus Cerec und verstärkten Keramiken

Fortsetzung siehe nächste Seite

Fortsetzung Tabelle 2: In die werkstoffkundlichen und mikrobiologischen Untersuchungen einbezogene Befestigungswerkstoffe

Produkt (Hersteller)	Zusammensetzung	Indikation
Panavia F 2.0 (Kuraray, Okayama/ Japan)	Enthält MDP, DMA, Dibenzoyl-Peroxid, N,N-Diethanol-p-Toluidin, Campherchinon Art der Füllstoffe: Quarzpartikel, silanisiertes Bariumsulfat, Silizium und Titaniumoxid Füllstoffanteil 72 Gew.-%	Befestigung von Metallkronen und Brücken, Einlagen und Auflagen, Keramikkrone, Inlays, Onlays, Veneers, von Kompositkronen, Haftbrücken, endodontischen Aufbaumaterialien und vorgefertigter Stifte sowie zur Amalgambindung
Experimentalvariante	Di-Methacrylate, Phosphorsäureestermonomer, Photoinitiatoren, Chlorhexidin	
Vergleichsprodukte		
Nicht selbstadhäsives Befestigungskomposit		
ResiCem (Shofu, Kyoto/Japan)	TEGDMA, UDMA, HEMA, Carbonsäuremonomer, Initiator und Füllstoffe sind enthalten Füllstoffanteil: Hersteller macht keine Angaben Art der Füllstoffe: Fluoraluminiumsilicat-Glas	Befestigung von Aluminiumoxid- und Zirkoniumdioxidrestorationen, Porzellan- oder indirekten Kunststoffverblendungen, Kronen, Brücken, Inlays, Onlays und indirekten metallverstärkten Restaurationen, verschiedener Arten von Stiften oder Stumpfmaterialien, benötigt Primer-Applikation
Primer A+B	HEMA, Aceton, Wasser, Carbonsäuremonomer	Der Primer ist auf Schmelz und Dentin aufzutragen
AZ-Primer	Aceton, Phosphorsäuremonomer	Zur Bearbeitung von Aluminiumoxid- oder Zirkoniumdioxid-Oberflächen
Porzellan-Primer	Ethanol, Silan-Haftvermittler	Aufbringung auf Kunststoffoberflächen
M.L. Primer	Aceton, Phosphorsäuremonomer, Thioktsäuremonomer	Der Primer ist auf Metall-Restaurationen aufzutragen

Fortsetzung siehe nächste Seite

Fortsetzung Tabelle 2: In die werkstoffkundlichen und mikrobiologischen Untersuchungen einbezogene Befestigungswerkstoffe

Produkt (Hersteller)	Zusammensetzung	Indikation
Glasionomerzement		
Ketac Cem (3M ESPE, Seefeld/Deutschland)	Pulver: Glaspulver, Pigmente Flüssigkeit: Polycarbonsäure, Weinsäure, Wasser, Konservierungsmittel	Befestigung von Inlays, Onlays, Einzelkronen, Stiften, kieferorthopädischen Bändern, außerdem für Unterfüllungen zu verwenden

4.2 Werkstoffkundliche Untersuchung

4.2.1 Biegefestigkeit und Elastizitätsmodul

Die Prüfkörperherstellung: Die Prüfkörper wurden in einer Messingform der Maße 2 mm x 2 mm x 25 mm gefertigt. Lediglich die Prüfkörper aus Ketac Cem mussten aufgrund ihrer Brüchigkeit mit Hilfe einer Silikonform hergestellt werden. Gleiche Maße wurden eingehalten. Der Werkstoff wurde nach Herstellerangaben appliziert und mit einer zugeschnittenen Klarsichtfolie abgedeckt, um die durch Luftsauerstoff induzierte Bildung einer Polymerisationsinhibitionsschicht weitestgehend zu vermeiden. Es erfolgte eine Polymerisation aller Prüfkörper für 180 sec im Lichthärtegerät Dentacolor XS (Heraeus Kulzer, Hanau/Deutschland). Danach wurden die Prüfkörper aus der Form gelöst, wiederum 180 sec belichtet, die Pressfahnen entfernt und die Ränder mit Korundpapier 600 geglättet. Es folgte eine Lagerung für 24 Stunden in einer feuchten, auf 37 °C temperierten Kammer.

Bei einer weiteren Serie von Prüfkörpern wurden die Versuche erst nach 25.000 Zyklen Temperaturlastwechsel (TLW) zwischen 5 und 55 °C durchgeführt. Hierzu wurde der Thermocycler V 2.5 (Willytec, Gräfelfing/Deutschland) genutzt. Die Eintauchzeit in das Wasser betrug jeweils 15 sec, danach erfolgte eine Abtropfzeit von 2 sec.

Das Prüfverfahren: Um die Biegefestigkeit dentaler Werkstoffe zu ermitteln, sind für den Drei-Punkt-Biegeversuch genaue Richtlinien in DIN ISO 4049 festgelegt. Entsprechend dieser Richtlinien erfolgte der Biegeversuch mit der Universalprüfmaschine Zwick Z005 (Zwick, Ulm/Deutschland) (Abb. 2).



Abbildung 2: Universalprüfmaschine Zwick Z005 (Zwick, Ulm/Deutschland)

Die Prüfkörper wurden auf zwei Balken mit einer Stützweite von 20 mm platziert. Ein Biegedorn wirkte nun solange mit einer Vorschubgeschwindigkeit von 1 mm pro min, bis es zum Bruch der Probe kam. Mit diesem Versuch wurden die Biegefestigkeit und der Elastizitätsmodul bestimmt. Der Versuchsaufbau für den Drei-Punkt-Biegeversuch ist in Abbildung 3 dargestellt.

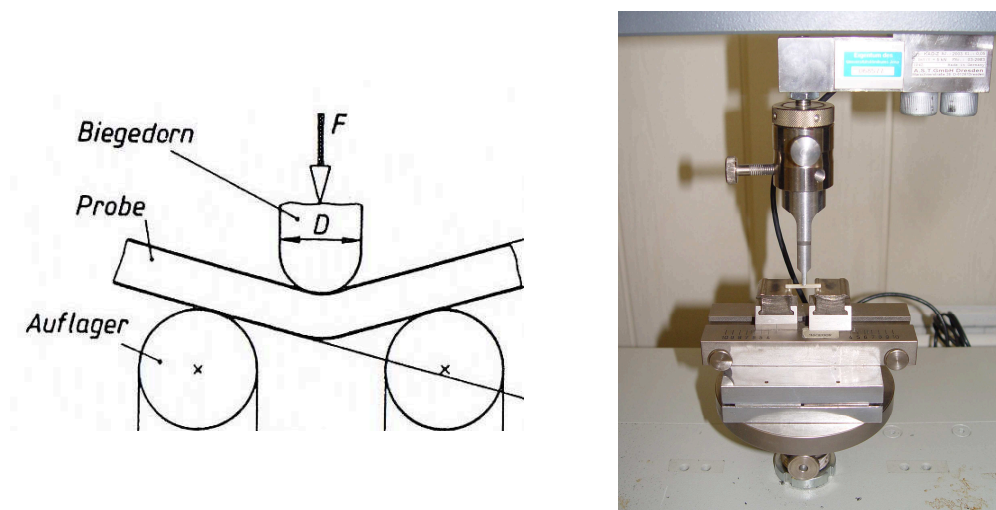


Abbildung 3: Drei-Punkt-Biegeversuch, F = Prüfkraft, D = Durchmesser des Biegedorns (modifiziert nach Weißbach 2001) (links); Versuchsaufbau des Drei-Punkt-Biegeversuchs mit der Universalprüfmaschine Zwick Z005 (Zwick, Ulm/Deutschland) (rechts)

4.2.2 Mikrohärte nach Vickers

Die Messung der Oberflächenhärte der zu untersuchenden Befestigungswerkstoffe erfolgte an planparallelen, unter Folie polymerisierten Prüfkörpern. Auch hier wurden weitere Proben erst nach 25.000 Zyklen Temperaturlastwechsel zwischen 5 und 55 °C getestet, um ein Altern des Materials zu simulieren. Mit Hilfe des Härteprüfgerätes Zwick 3212 (Zwick, Ulm/Deutschland) wurde eine Diamantpyramide mit einem Spitzenwinkel von 136° für 20 sec mit einer Prüfkraft von 49,03 N (5 kg) zentral auf die glatte, saubere Oberfläche des Werkstoffkörpers gesenkt (Abb. 4, links). Anschließend erfolgte die Vermessung der Länge der beiden Diagonalen (Abb. 4, rechts) und Mittelwertsbildung. Die entsprechenden Härtewerte HV_{5-20} können dem Tabellenanhang der DIN EN ISO 6507 entnommen werden.

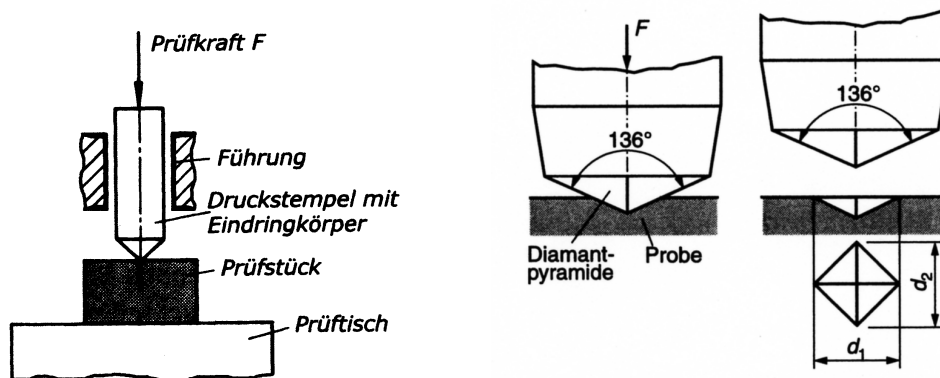


Abbildung 4: Allgemeines Schema der Härtemessung bei statischen Eindringverfahren (Seidel 2005) (links); Prinzip der Härteprüfung nach Vickers, F = Prüfkraft, d_1 = Eindruckdiagonale 1, d_2 = Eindruckdiagonale 2 (Seidel 2005) (rechts)

4.2.3 Druck-Scherfestigkeit

Der dauerhafte Halt der Befestigung von einer Restauration an der Zahnhartsubstanz wird im Wesentlichen durch das verwendete Material der Versorgung, durch die mechanischen und chemischen Eigenschaften des Befestigungswerkstoffes und durch die korrekte Applikation bestimmt.

Zur Herstellung der Verbundprüfkörper für Metall wurden Legierungsplättchen mit den Maßen 15 mm x 10 mm x 1 mm verwendet. Die Legierungsplättchen für die Untersuchungen an EMF bestanden aus der Kobalt-Basis-Legierung Wirobond C. Als EM wurde Degunorm gewählt. Außerdem erfolgten Prüfungen zum Verbund an Zirkoniumoxid (VITA In-Ceram YZ), humanem Dentin und humanem Schmelz. Die Legierungs- und Zirkoniumoxidplättchen wurden mit einem Druck von 3 bar mit

Korund der Größe 110 μm bestrahlt (Gerät: Renfert Basic Classic, Hilzingen/Deutschland). Für die Versuche an den Zahnhartsubstanzen wurden extrahierte, kariesfreie Zähne in Polymethylmethacrylat-Kunststoff eingegossen und angeschliffen. Als erstes erfolgte die flächige Auftragung einer dünnen Schicht des Befestigungswerkstoffes. Es wurde anschließend für 90 sec im Dentacolor XS Gerät polymerisiert. Nachfolgend wurde ein Kunststoffzylinder (Höhe 2 mm, Durchmesser 5 mm) des entsprechenden Befestigungskomposits aufgebracht. Nach Entfernung der Überschüsse wurde das Material wieder einseitig für 90 sec im Dentacolor XS Gerät belichtet. Die Verbundprüfkörper wurden bei 37 °C für 24 Stunden in einer feuchten Kammer gelagert.

Nach dieser Lagerungszeit wurden die Prüfkörper an der Universal-Prüfmaschine Zwick Z005 mit einer Prüfgeschwindigkeit von 1 mm pro min dem Druck-Scher-Versuch unterzogen. Der Versuchsaufbau ist in Abbildung 5 dargestellt.



Abbildung 5: Prinzip der Druck-Scherfestigkeits-Prüfung, F = Prüfkraft (modifiziert nach Göbel et al. 2009) (links); Versuchsaufbau der Druck-Scherfestigkeits-Prüfung mit der Universalprüfmaschine Zwick Z005 (Zwick, Ulm/Deutschland) (rechts)

4.2.4 Reale Befestigung einer edelmetallfreien Krone auf einem edelmetallfreien Modellstumpf

Hierbei wurden Kronen aus einer edelmetallfreien Legierung auf einen ebenfalls aus einer edelmetallfreien Legierung bestehenden Stumpf aufgebracht (Abb. 6, links). Die Zementierung der Restaurationen erfolgte mit dem selbstadhäsiven Befestigungs-

komposit RelyX Unicem, dem Befestigungskomposit ResiCem (mit Primer) oder dem Glasionomerzement Ketac Cem. Nach einem Tag Lagerung bei $37 \pm 1 \text{ }^{\circ}\text{C}$ wurden die Kronen mit der Universalprüfmaschine Zwick Z005 abgezogen und die hierfür notwendige Kraft erfasst (Versuchsaufbau Abb. 6, rechts). Da Ketac Cem nur eine mechanische Retention aufweist, wurde einzig die Mantelfläche des Stumpfes in die Berechnung der Abzugskraft einbezogen. Durch die zusätzliche chemische Haftung von RelyX Unicem und ResiCem wurde hier zudem die okklusale Fläche des Stumpfes mitberechnet.



Abbildung 6: Krone und Stumpf aus einer edelmetallfreien Legierung, die Befestigung erfolgte mit RelyX Unicem, ResiCem oder Ketac Cem (links); Versuchsaufbau des Zugversuchs mit der Universalprüfmaschine Zwick Z005 (Zwick, Ulm/Deutschland) (rechts)

4.3 Antibakterielle Testung

Zur Testung der antibakteriellen Eigenschaften der Befestigungswerkstoffe wurden unter aseptischen Bedingungen Prüfkörper mit Hilfe einer Messing- bzw. Silikonform hergestellt. Die Prüfkörper waren kreisförmig und hatten einen mittleren Durchmesser von 10 mm ($\pm 0,127$, $n = 50$) und einer Höhe von 2 mm. Das Material wurde nach Herstellerangaben appliziert, mit Folie bedeckt und für 180 sec mit der LED-Polymerisationslampe Elipar Highlight (3M ESPE, Seefeld/Deutschland) polymerisiert. Die Proben wurden entformt und von der Gegenseite abermals gehärtet. Unmittelbar darauf wurden die Prüfkörper eingesetzt bzw. bis zur Verwendung bei $37 \text{ }^{\circ}\text{C}$ unter aseptischen Bedingungen feucht gelagert (Brutschrank B 6760, Heraeus, Hanau/Deutschland).

Als Indikatorkeime zur Testung der antibakteriellen Wirkung der Befestigungswerkstoffe wurden orale Streptokokken, Laktobazillen und Aktinomyzeten herangezogen und *Staphylococcus aureus* als Problemkeim bei Periimplantitis (Tab. 3).

Tabelle 3: Verwendete Indikatorstämme/Referenzstämme

Indikatorstämme	Stammnummern
<i>Streptococcus sanguinis</i>	OMZ 9S ¹
<i>Streptococcus sobrinus</i>	OMZ 176 (d)
<i>Streptococcus mutans</i>	NCTC 10449 ²
<i>Lactobacillus casei</i>	IMET 10692 ³
<i>Lactobacillus coryniformis</i>	DSMZ 20001 ⁴
<i>Lactobacillus plantarum</i>	DSMZ 2601
<i>Actinomyces odontolyticus</i>	R22/580 ⁵
<i>Actinomyces naeslundii</i>	ATCC 27044 ⁶
<i>Staphylococcus aureus</i>	SG 511 ⁷

¹ Dept. of Oral Microbiology and General Immunology, (OMZ), Dental Institute, Zürich, Schweiz, Prof. B. Guggenheim

² National Collection of Type Cultures (NCTC), London, UK

³ Zentralinstitut für Mikrobiologie und Experimentelle Therapie (IMET), Jena, DDR, Prof. W. Köhler

⁴ Deutsche Sammlungen für Mikroorganismen und Zellkulturen GmbH (DSMZ), Braunschweig

⁵ Biologisches Labor, Zentrum für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde, Jena

⁶ American Type Culture Collection (ATCC), Prof. Bowden

⁷ Schott & Genossen (SG), Jena

Die Bakterienstämme wurden aus Stammkonserven (Abb. 7) (Microbanks, Mast Diagnostica GmbH, Reinfeld/Deutschland) reaktiviert.

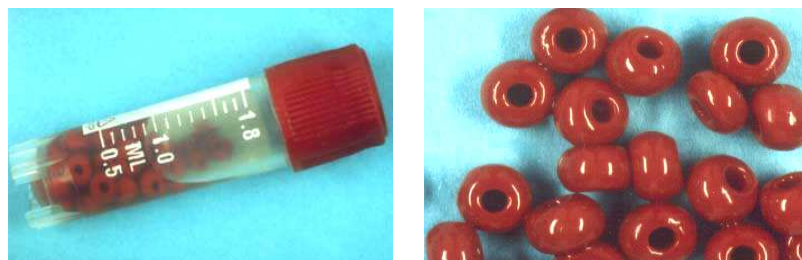


Abbildung 7: Microbanks (Mast Diagnostica GmbH, Reinfeld/Deutschland) (links) mit Keramikperlen (rechts) zur Haltung der Bakterienstämme

Zwei bis drei Keramikperlen wurden in Balmellibouillon eingebracht und im Anaerobierbrutschrank (VT 5042EK7N2, Heraeus, Hanau/Deutschland, 95 % N₂, 5 % CO₂) für 24 Stunden bei 37 ± 1 °C bebrütet. 1 ml der 24-Stunden-Kultur wurde mit 25 ml flüssigen Soja-Trypticase-Agar (max. 50 °C) vermischt und in eine Petrischale mit Prüfkörper gegossen, der damit überschichtet wurde. Nach Erstarren des Agars wurden die Petrischalen zunächst für eine Stunde im Kühlschrank gelagert und anschließend für 24 Stunden bei 37 °C im Anaerobierbrutschrank bebrütet.

Um die Prüfkörper gebildete Hemmhöfe im Bakterienrasen wurden metrisch erfasst. Bei nachgewiesener antibakterieller Wirkung eines Befestigungswerkstoffes wurde nach gleichem Vorgehen der Langzeitwirkung nachgegangen. Dazu wurden Prüfkörper verwendet, die entsprechend lang zuvor (1 Tag bis 7 Tage) in steriler physiologischer Kochsalzlösung bei 37 °C lagerten.

Bei der Testung der Prüfkörper wurde als Positivkontrolle 1%iges Chlorhexidin und als Negativkontrolle physiologische Kochsalzlösung mitgeführt; als Indikatorstamm wurde *S. mutans* NCTC 10449 verwendet.

4.4 Statistische Auswertung

Zur Auswertung der erhobenen Daten wurde Microsoft Office Excel genutzt. Für Vergleiche innerhalb eines Produktes wurde der zweiseitige T-Test für gepaarte Stichproben angewendet. Vergleiche der Befestigungswerkstoffe untereinander erfolgten mit dem zweiseitigen T-Test für unabhängige Stichproben. Das Signifikanzniveau wurde auf $p = 0,05$ festgelegt.

5 Ergebnisse

5.1 Werkstoffkundliche Untersuchung

5.1.1 Biegefestigkeit

Die höchste Biegefestigkeit nach einem Tag Lagerung bei 37 °C wurde mit ResiCem (115,5 MPa) und MaxCem (113,0 MPa) erzielt ($p < 0,05$) (Anhang Tab. 3). Diese Werte sind signifikant höher als die aller anderen geprüften Befestigungswerkstoffe. Ketac Cem war mit einer Biegefestigkeit von 12,1 MPa signifikant schlechter als alle anderen getesteten Befestigungswerkstoffe. Es folgen in absteigender Reihung: ResiCem > MaxCem > i-Cem > Panavia F 2.0 > RelyX Unicem > Experimentalvariante AB > Ketac Cem.

In Abbildung 8 sind die Werte des Drei-Punkt-Biegeversuchs nach einem Tag Lagerung bei 37 °C und nach dem Temperaturlastwechsel vergleichend dargestellt.

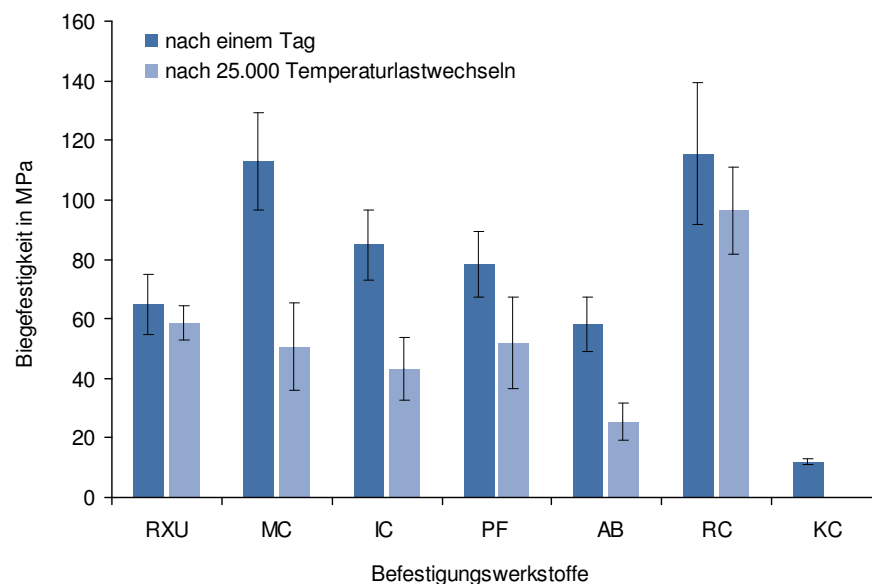


Abbildung 8: Vergleich der Biegefestigkeit nach einem Tag Lagerung der Prüfkörper bei 37 °C und nach 25.000 Zyklen Temperaturlastwechsel
(**Abkürzungen:** **RXU** RelyX Unicem, **MC** MaxCem, **IC** i-Cem, **PF** Panavia F 2.0, **AB** Experimentalvariante AB, **RC** ResiCem, **KC** Ketac Cem)

Nach dem Temperaturlastwechsel erzielte wiederum ResiCem die mit Abstand höchsten Werte im Drei-Punkt-Biegeversuch mit einem Mittelwert von 96,4 MPa ($p < 0,05$) (Anhang Tab. 3). Den signifikant niedrigsten Wert erreichte hier die Experimentalvariante AB mit 25,4 MPa ($p < 0,05$) (Anhang Tab. 3). Ketac Cem war als Glasionomierzement zu porös und löslich, um 25.000 Temperaturlastwechseln

standzuhalten. Nach den erbrachten Biegefestigkeiten nach Thermozyklisierung ergab sich die absteigende Reihenfolge: ResiCem > RelyX Unicem > Panavia F 2.0 > MaxCem > i-Cem > Experimentalvariante AB. Beim Vergleich der Biegefestigkeiten vor und nach dem Temperaturlastwechsel fällt auf, dass bei RelyX Unicem und ResiCem kein signifikanter Unterschied zwischen diesen Werten auszumachen ist ($p < 0,05$) (Anhang Tab. 3). MaxCem wies den größten Abfall der Biegefestigkeit nach den Temperaturlastwechseln auf (Anhang Tab. 2).

5.1.2 Elastizitätsmodul

Nach einem Tag Lagerung der Prüfkörper bei 37 °C erzielten RelyX Unicem (10350 MPa) und Ketac Cem (9090 MPa) die höchsten durchschnittlichen Elastizitätsmodule ($p < 0,05$) (Anhang Tab. 4). Die niedrigsten Werte hinsichtlich des Elastizitätsmoduls wurden bei i-Cem mit einem (2000 MPa) und der Experimentalvariante (960 MPa) gemessen ($p < 0,05$) (Anhang Tab. 4). Es folgen in absteigender Reihung: RelyX Unicem > Ketac Cem > ResiCem > Panavia F 2.0 > MaxCem > i-Cem > Experimentalvariante AB.

Auch der Elastizitätsmodul konnte nach dem Temperaturlastwechsel aus den genannten Gründen bei Ketac Cem nicht erfasst werden. Die absteigende Reihenfolge der Befestigungswerkstoffe blieb auch nach dem Temperaturlastwechsel unverändert: RelyX Unicem > ResiCem > Panavia F 2.0 > MaxCem > i-Cem > Experimentalvariante AB. Nur bei MaxCem und Panavia F 2.0 wurde keine signifikante Veränderung des Elastizitätsmoduls nach dem Temperaturlastwechsel nachgewiesen ($p < 0,05$) (Anhang Tab. 4). Das Befestigungskomposit i-Cem wies nach einem Tag Lagerung der Prüfkörper einen Elastizitätsmodul von 2000 MPa auf, nach den Temperaturlastwechseln lag dieser mit 2500 MPa signifikant höher (Anhang Tab. 2). Abbildung 9 zeigt die Elastizitätsmodul-Werte nach einem Tag Lagerung bei 37 °C und nach Temperaturlastwechsel.

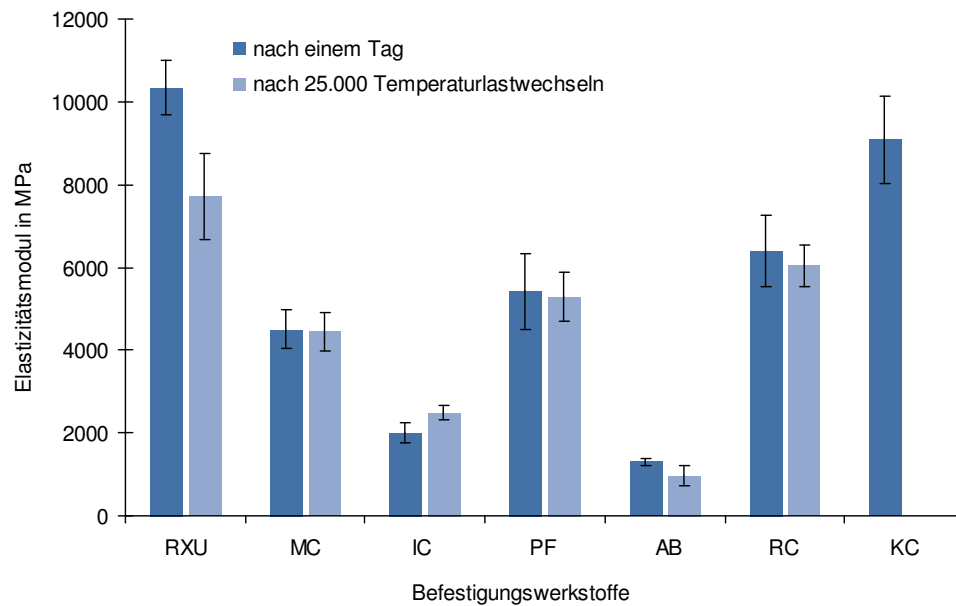


Abbildung 9: Vergleich des Elastizitätsmoduls nach einem Tag Lagerung der Prüfkörper bei 37 °C und nach 25.000 Zyklen Temperaturlastwechsel

(**Abkürzungen:** **R XU** RelyX Unicem, **MC** MaxCem, **IC** i-Cem, **PF** Panavia F 2.0, **AB** Experimentalvariante AB, **RC** ResiCem, **KC** Ketac Cem)

5.1.3 Mikrohärte nach Vickers

Bei Ketac Cem wurde bei einem Tag Lagerung ein Wert von 77 HV erreicht, dies war die größte gemessene Härte in der vorliegenden Studie. Nur RelyX Unicem unterschied sich nicht signifikant von dem Glasionomerzement ($p < 0,05$) (Anhang Tab. 5). Die niedrigste Vickers-Härte wurde bei der Experimentalvariante (12 HV) gemessen ($p < 0,05$) (Anhang Tab. 5). Es ergab sich die absteigende Reihenfolge: Ketac Cem > RelyX Unicem > Panavia F 2.0 > ResiCem > MaxCem > i-Cem > Experimentalvariante AB.

Nach dem Temperaturlastwechsel waren bei allen getesteten Befestigungswerkstoffen die Vickers-Härten signifikant erniedrigt mit Ausnahme von Panavia F 2.0 ($p < 0,05$) (Anhang Tab. 5). Bei Panavia F 2.0 wurde nach dem Temperaturlastwechsel die höchste Vickers-Härte mit einem Wert von 54 HV registriert ($p < 0,05$) (Anhang Tab. 5). Es folgen in absteigender Reihung: Panavia F 2.0 > RelyX Unicem = Ketac Cem > ResiCem > MaxCem > i-Cem > Experimentalvariante AB.

In Abbildung 10 sind die Werte der Vickers-Härte nach einem Tag Lagerung bei 37 °C und nach Temperaturlastwechsel vergleichend dargestellt.

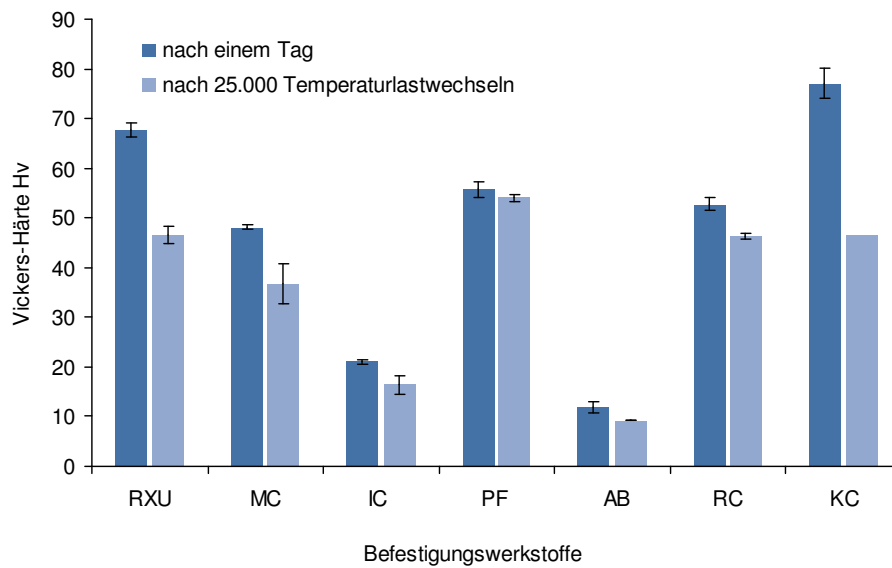


Abbildung 10: Vergleich der Vickers-Härte nach einem Tag Lagerung der Prüfkörper bei 37 °C und nach 25.000 Zyklen Temperaturlastwechsel

(Abkürzungen: **R XU** RelyX Unicem, **MC** MaxCem, **IC** i-Cem, **PF** Panavia F 2.0, **AB** Experimentalvariante AB, **RC** ResiCem, **KC** Ketac Cem)

5.1.4 Druck-Scherfestigkeit

Druck-Scherfestigkeit zu einer edelmetallfreien Legierung (Wirobond C): In Abbildung 11 ist die Druck-Scherfestigkeit aller getesteten Befestigungswerkstoffe zu Wirobond C dargestellt.

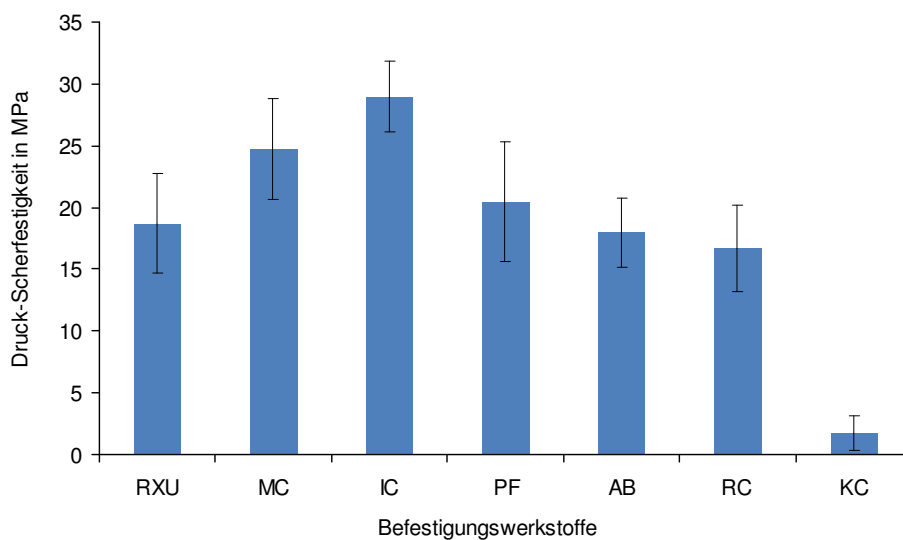


Abbildung 11: Druck-Scherfestigkeit zu der edelmetallfreien Legierung Wirobond C nach einem Tag Lagerung der Prüfkörper bei 37 °C

(Abkürzungen: **R XU** RelyX Unicem, **MC** MaxCem, **IC** i-Cem, **PF** Panavia F 2.0, **AB** Experimentalvariante AB, **RC** ResiCem, **KC** Ketac Cem)

Die größte Haftfestigkeit zu Wirobond C wurde bei i-Cem mit 29,0 MPa gemessen (Anhang Tab. 2). Der Unterschied zu den anderen Befestigungswerkstoffen war signifikant mit Ausnahme von MaxCem (24,7 MPa) ($p < 0,05$) (Anhang Tab. 6). Ketac Cem setzte sich signifikant von den anderen Befestigungswerkstoffen mit einer Haftfestigkeit von 1,8 MPa ab ($p < 0,05$) (Anhang Tab. 6). Diese absteigende Reihenfolge der Druck-Scherfestigkeiten zu Wirobond C wurde ermittelt: i-Cem > MaxCem > Panavia F 2.0 > RelyX Unicem > Experimentalvariante AB > ResiCem > Ketac Cem.

Druck-Scherfestigkeit zu einer Edelmetall-Legierung (Degunorm): Die größte Haftfestigkeit zu Degunorm wurde bei i-Cem (24,2 MPa), ResiCem (23,4 MPa) und RelyX Unicem (20,6 MPa) gemessen. Der Unterschied zu den anderen Befestigungswerkstoffen war signifikant ($p < 0,05$) (Anhang Tab. 7). Ketac Cem hatte den signifikant schwächsten Verbund zu Degunorm (2,3 MPa) gefolgt von der Experimentalvariante mit 5,1 MPa ($p < 0,05$) (Anhang Tab. 7). Es folgen in absteigender Reihung: i-Cem > ResiCem > RelyX Unicem > MaxCem > Panavia F 2.0 > Experimentalvariante AB > Ketac Cem.

Abbildung 12 zeigt die Druck-Scherfestigkeit aller getesteten Befestigungswerkstoffe zu Degunorm.

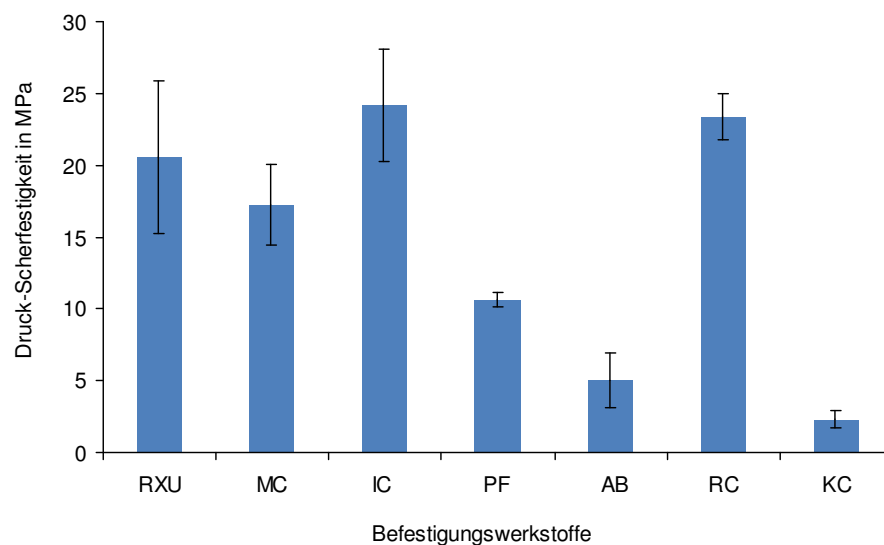


Abbildung 12: Druck-Scherfestigkeit zu der Edelmetall-Legierung Degunorm nach einem Tag Lagerung der Prüfkörper bei 37 °C

(**Abkürzungen:** **RXU** RelyX Unicem, **MC** MaxCem, **IC** i-Cem, **PF** Panavia F 2.0, **AB** Experimentalvariante AB, **RC** ResiCem, **KC** Ketac Cem)

Druck-Scherfestigkeit zu Zirkoniumoxid (VITA In-Ceram YZ): ResiCem hatte mit 32,3 MPa einen signifikant festeren Verbund zum Zirkoniumoxid als alle anderen getesteten Befestigungswerkstoffe ($p < 0,05$) (Anhang Tab. 8). Den niedrigsten Wert erreichte Ketac Cem (2,1 MPa) ($p < 0,05$) (Anhang Tab. 8). Es ergab sich die absteigende Reihenfolge: ResiCem > MaxCem > RelyX Unicem > Panavia F 2.0 > Experimentalvariante AB > i-Cem > Ketac Cem.

Die Druck-Scherfestigkeiten aller getesteten Befestigungswerkstoffe zu VITA In-Ceram YZ sind in Abbildung 13 dargestellt.

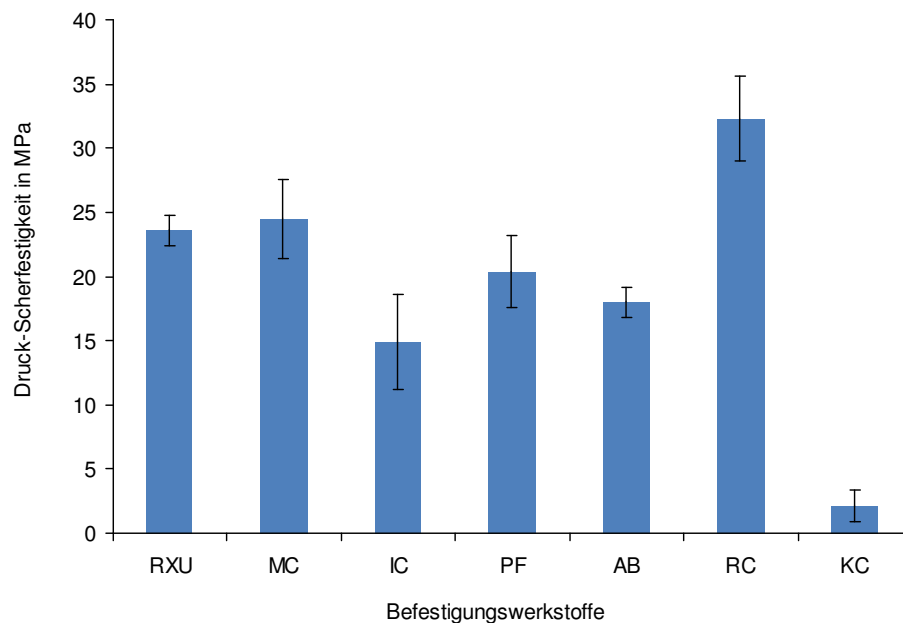


Abbildung 13: Druck-Scherfestigkeit zu dem Zirkoniumoxid VITA In-Ceram YZ nach einem Tag Lagerung der Prüfkörper bei 37 °C
(**Abkürzungen:** **RXU** RelyX Unicem, **MC** MaxCem, **IC** i-Cem, **PF** Panavia F 2.0, **AB** Experimentalvariante AB, **RC** ResiCem, **KC** Ketac Cem)

Druck-Scherfestigkeit zu humanem Schmelz: ResiCem (24,3 MPa) und Panavia F 2.0 (21,4 MPa) wiesen den höchsten Mittelwert beim Verbund zu Schmelz auf ($p < 0,05$) (Anhang Tab. 9). Bei Ketac Cem und der Experimentalvariante wurde der schwächste Verbund zu Schmelz registriert mit 1,1 MPa beziehungsweise 1,7 MPa ($p < 0,05$) (Anhang Tab. 9). Diese absteigende Reihenfolge der Druck-Scherfestigkeiten zu humanem Schmelz wurde ermittelt: ResiCem > Panavia F 2.0 > i-Cem > MaxCem > RelyX Unicem > Experimentalvariante AB > Ketac Cem.

Abbildung 14 zeigt die Druck-Scherfestigkeit aller getesteten Befestigungswerkstoffe zu Schmelz.

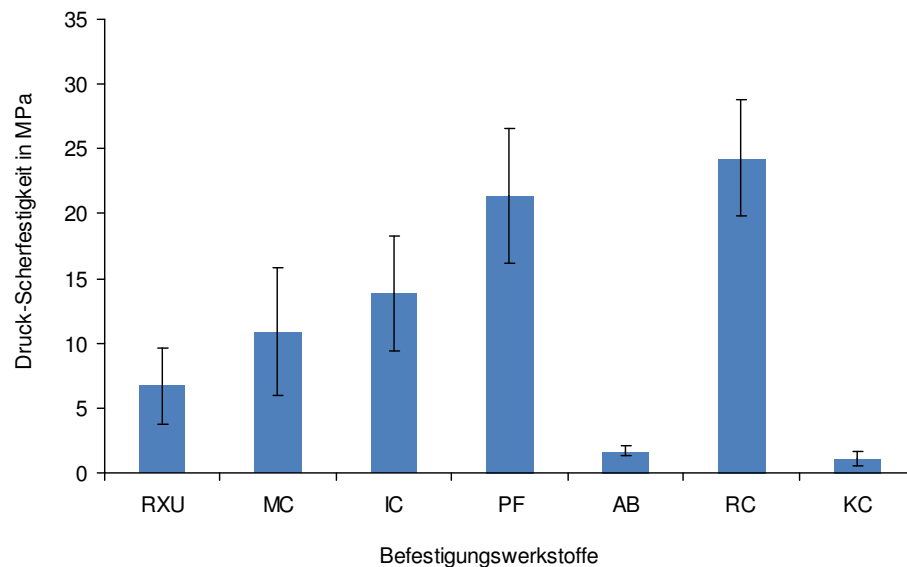


Abbildung 14: Druck-Scherfestigkeit zu humanem Schmelz nach einem Tag Lagerung der Prüfkörper bei 37 °C

(**Abkürzungen:** **RXU** RelyX Unicem, **MC** MaxCem, **IC** i-Cem, **PF** Panavia F 2.0, **AB** Experimentalvariante AB, **RC** ResiCem, **KC** Ketac Cem)

Druck-Scherfestigkeit zu humanem Dentin: ResiCem (11,6 MPa) und Panavia F 2.0 (9,5 MPa) hatten einen signifikant festeren Verbund zu humanem Dentin als alle anderen getesteten Befestigungswerkstoffe ($p < 0,05$) (Anhang Tab. 10). Zum Vergleich der Messwerte wurde die Druck-Scherfestigkeit von Optibond FL, einem Total etch multibottle Adhäsiv-System, zu humanem Dentin mit einbezogen. Diese Ergebnisse stammen aus Versuchsreihen einer zu dieser Zeit unveröffentlichten Promotionsarbeit an der Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik und Werkstoffkunde des Zentrums für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde des Universitätsklinikums Jena. Optibond FL (KerrHawe, Bioggio/Schweiz) erzielte eine Druck-Scherfestigkeit von 16,4 MPa und war somit signifikant besser als Panavia F 2.0, nicht aber signifikant besser als ResiCem ($p < 0,05$) (Anhang Tab. 10). Bei allen weiteren Befestigungswerkstoffen wurden sehr niedrige Druck-Scherfestigkeiten gemessen. Alle Befestigungswerkstoffe außer Panavia F 2.0 unterlagen in ihrer Verbundfestigkeit zu humanem Dentin starken Schwankungen. Es folgen in absteigender Reihung: Optibond FL > ResiCem > Panavia F 2.0 > RelyX Unicem > i-Cem > MaxCem > Ketac Cem > Experimentalvariante AB.

Die Druck-Scherfestigkeiten aller getesteten Befestigungswerkstoffe zu Dentin sind in Abbildung 15 dargestellt.

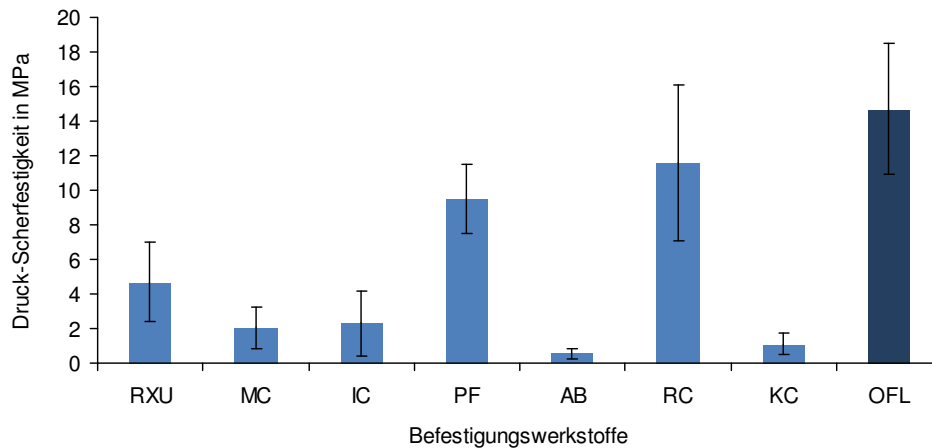


Abbildung 15: Druck-Scherfestigkeit zu humanem Dentin nach einem Tag Lagerung der Prüfkörper bei 37 °C

(**Abkürzungen:** **RXU** RelyX Unicem, **MC** MaxCem, **IC** i-Cem, **PF** Panavia F 2.0, **AB** Experimentalvariante AB, **RC** ResiCem, **KC** Ketac Cem, **OFL** Optibond FL)

5.1.5 Reale Befestigung einer edelmetallfreien Krone auf einem edelmetallfreien Modellstumpf

Abbildung 16 zeigt die Ergebnisse des Zugversuchs im Vergleich zur Druck-Scherfestigkeit an edelmetallfreier Legierung.

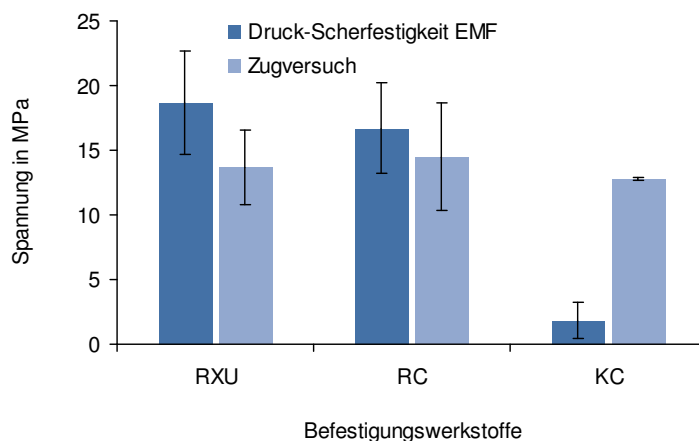


Abbildung 16: Ergebnisse des Zugversuchs im Vergleich zur Druck-Scherfestigkeit an die edelmetallfreie Legierung Wirobond C nach einem Tag Lagerung der Prüfkörper bei 37 °C

(**Abkürzungen:** **RXU** RelyX Unicem, **RC** ResiCem, **KC** Ketac Cem)

Ausgewählte Befestigungswerkstoffe wurden einem an die klinische Situation angelehnten Zugversuch unterzogen, bei dem eine auf einen Stumpf zementierte Krone abgezogen wurde. Dies erfolgte einen Tag nach Befestigung der Restauration. Stumpf sowie Krone bestanden aus einer edelmetallfreien Legierung. RelyX Unicem erreichte

hierbei 13,7 MPa, ResiCem 14,5 MPa und Ketac Cem 12,8 MPa. Alle drei Befestigungswerkstoffe unterscheiden sich nicht signifikant voneinander ($p < 0,05$) (Anhang Tab. 12).

5.1.6 Ergebnisse innerhalb der einzelnen Befestigungswerkstoffe

RelyX Unicem: Die Temperaturlastwechsel veränderten die Werte des Drei-Punkt-Biegeversuchs nicht signifikant, bei der Vickers-Härte und dem Elastizitätsmodul hingegen war dies der Fall ($p < 0,05$) (Anhang Tab. 3, Tab. 4, Tab. 5).

Bei *RelyX Unicem* wurde der Verbund zu Wirobond C nicht nur bei der vom Hersteller empfohlenen Photopolymerisation untersucht (18,7 MPa), sondern auch bei Autopolymerisation (17,1 MPa). Der Unterschied zwischen beidem ist nicht signifikant ($p < 0,05$) (Anhang Tab. 11). Außerdem wurde getestet, ob das vorherige Auftragen eines Metall-Primers eine Verbesserung des Verbunds bewirkt, obgleich der Hersteller angibt, *RelyX Unicem* komme ohne dies aus. Die Druck-Scherfestigkeit mit Primer (20,3 MPa) ergab keinen signifikanten Unterschied zur Anwendung ohne Primer ($p < 0,05$) (Anhang Tab. 11). Weiterhin wurde der Verbund von *RelyX Unicem* zu Wirobond C bei vorheriger Lichthärtung nach 25.000 Temperaturlastwechseln geprüft (14,3 MPa). Auch die Temperaturlastwechsel beeinflussten die Haftung nicht signifikant ($p < 0,05$) (Anhang Tab. 11).

Zu Degunorm war der Unterschied zwischen Photopolymerisation (0,6 MPa) und Autopolymerisation (6,6 MPa) bzw. Temperaturlastwechseln (12,5 MPa) signifikant ($p < 0,05$) (Anhang Tab. 11).

Beim Verbund an Zirkoniumoxid wurde für *RelyX Unicem* keine signifikante Differenz zwischen Photopolymerisation (23,6 MPa) und Autopolymerisation (19,2 MPa) festgestellt, jedoch zwischen Autopolymerisation und Temperaturlastwechseln (15,2 MPa) ($p < 0,05$) (Anhang Tab. 11).

Beim Verbund zu Schmelz und Dentin war der Unterschied zwischen Photopolymerisation und Autopolymerisation sowie nach den Temperaturlastwechseln nicht signifikant ($p < 0,05$) (Anhang Tab. 11).

In Abbildung 17 sind die beschriebenen Ergebnisse für *RelyX Unicem* graphisch dargestellt.

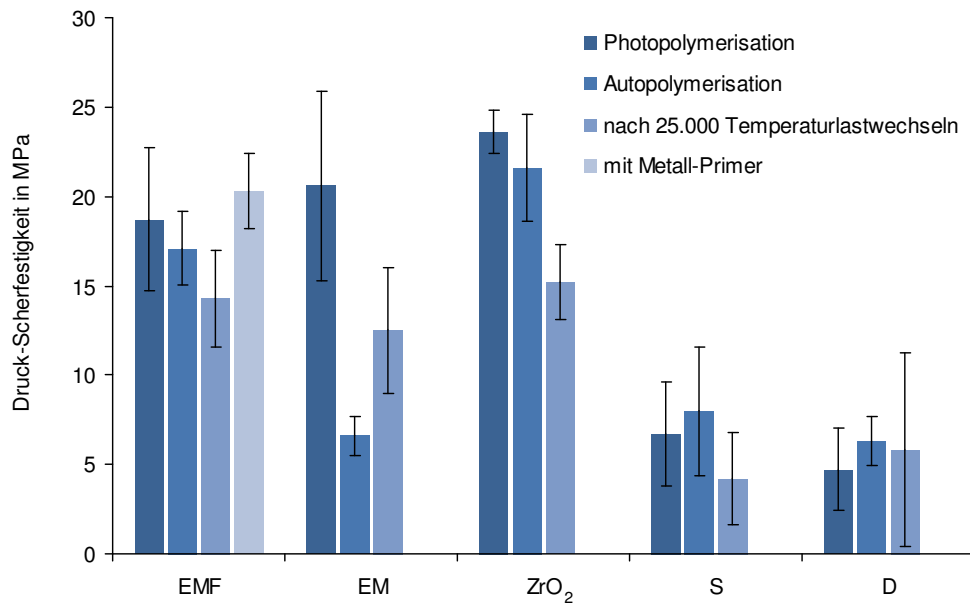


Abbildung 17: Druck-Scherfestigkeit von RelyX Unicem zu verschiedenen Restaurationswerkstoffen und den Zahnhartsubstanzen bei unterschiedlicher Behandlung
(**Abkürzungen:** **EMF** edelmetallfreie Legierung, **EM** Edelmetall-Legierung, **ZrO₂** Zirkoniumoxid, **S** Schmelz, **D** Dentin)

MaxCem: Die Temperaturlastwechsel veränderten die Werte des Elastizitätsmoduls nicht signifikant, bei dem Drei-Punkt-Biegeversuch und der Vickers-Härte hingegen war dies der Fall ($p < 0,05$) (Anhang Tab. 3, Tab. 4, Tab. 5).

MaxCem zeigte hinsichtlich des Verbundes an die Edelmetall-Legierung (21,8 MPa), die edelmetallfreie Legierung (17,3 MPa) und an Zirkoniumoxid (24,5 MPa) gute Werte (Abb. 18).

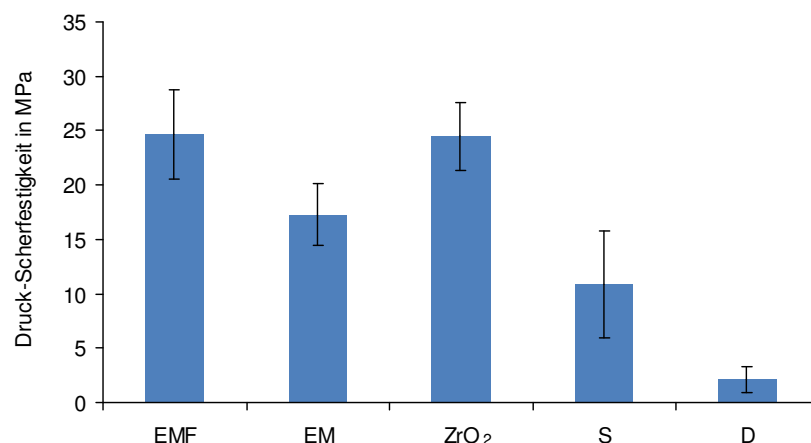


Abbildung 18: Druck-Scherfestigkeit von MaxCem zu verschiedenen Restaurationswerkstoffen und den Zahnhartsubstanzen
(**Abkürzungen:** **EMF** edelmetallfreie Legierung, **EM** Edelmetall-Legierung, **ZrO₂** Zirkoniumoxid, **S** Schmelz, **D** Dentin)

i-Cem: Der Temperaturlastwechsel veränderte die Werte von Drei-Punkt-Biegeversuch, Elastizitätsmodul und Vickers-Härte signifikant ($p < 0,05$) (Anhang Tab. 3, Tab. 4, Tab. 5).

Bei der Druck-Scherfestigkeit zu Wirobond C und Degunorm erreichte *i-Cem* die höchsten Werte ($p < 0,05$) (Anhang Tab. 6, Tab. 7). Elastizitätsmodul und Vickers-Härte waren vergleichsweise niedrig ($p < 0,05$) (Anhang Tab. 4, Tab. 5).

In Abbildung 19 sind die beschriebenen Ergebnisse für *i-Cem* graphisch dargestellt.

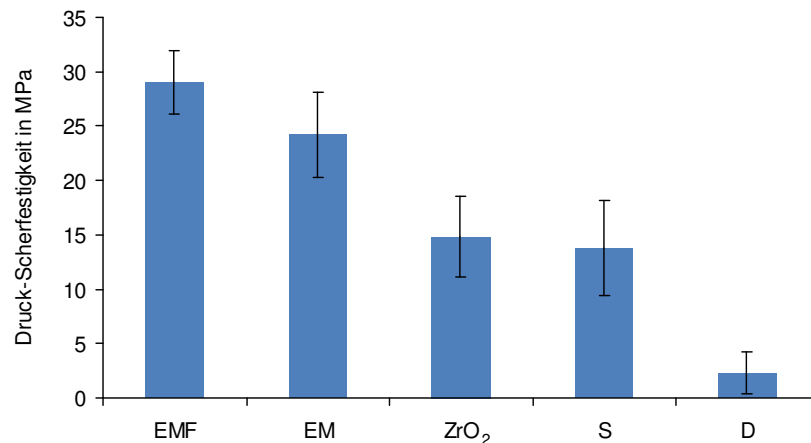


Abbildung 19: Druck-Scherfestigkeit von *i-Cem* zu verschiedenen Restaurationswerkstoffen und den Zahnhartsubstanzen

(**Abkürzungen:** **EMF** edelmetallfreie Legierung, **EM** Edelmetall-Legierung, **ZrO₂** Zirkoniumoxid, **S** Schmelz, **D** Dentin)

Panavia F 2.0: Die Temperaturlastwechsel veränderten die Werte von Elastizitätsmodul und Vickers-Härte nicht signifikant, beim Drei-Punkt-Biegeversuch hingegen war dies der Fall ($p < 0,05$) (Anhang Tab. 3, Tab. 4, Tab. 5).

Die Verbundfestigkeiten zu Wirobond C (20,5 MPa), VITA In-Ceram YZ (19,6 MPa), Schmelz (20,3 MPa) und Dentin (9,5 MPa) waren im Vergleich zu den anderen Befestigungswerkstoffen gut ($p < 0,05$) (Anhang Tab. 6, Tab. 8, Tab. 9, Tab. 10). Lediglich der Verbund zu Degunorm (10,6 MPa) fiel ab ($p < 0,05$) (Anhang Tab. 7).

In Abbildung 20 sind die gemessenen Druck-Scherfestigkeiten dargestellt.

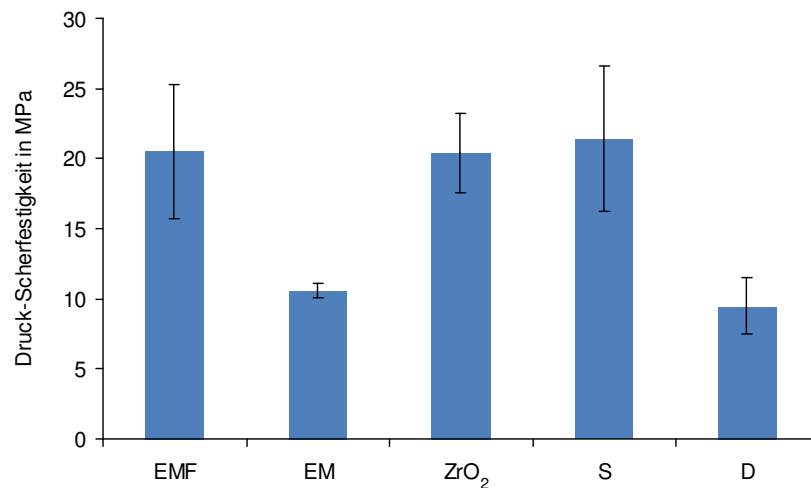


Abbildung 20: Druck-Scherfestigkeit von Panavia F 2.0 zu verschiedenen Restaurationswerkstoffen und den Zahnhartsubstanzen
(**Abkürzungen:** **EMF** edelmetallfreie Legierung, **EM** Edelmetall-Legierung, **ZrO₂** Zirkoniumoxid, **S** Schmelz, **D** Dentin)

Experimentalvariante AB: Es kam durch den Temperaturlastwechsel zu signifikanten Änderungen der Biegefestigkeit, des Elastizitätsmoduls sowie der Vickers-Härte ($p < 0,05$) (Anhang Tab. 3, Tab. 4, Tab. 5).

In Abbildung 21 sind die beschriebenen Ergebnisse für die Experimentalvariante graphisch dargestellt.

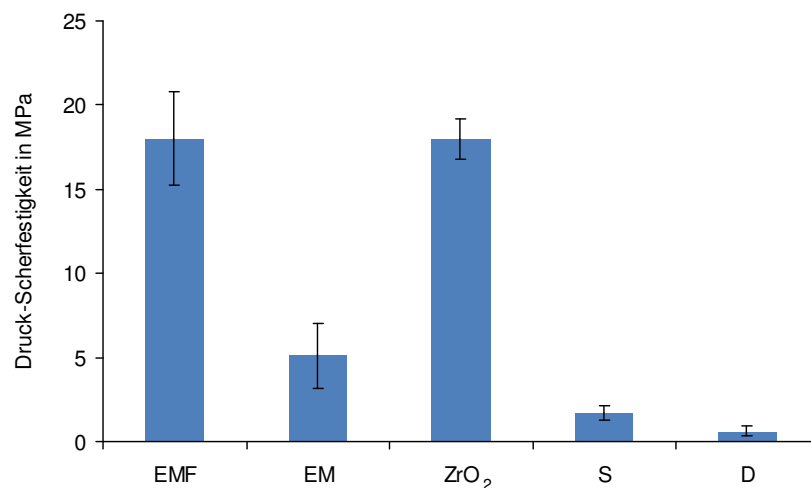


Abbildung 21: Druck-Scherfestigkeit von der Experimentalvariante AB zu verschiedenen Restaurationswerkstoffen und den Zahnhartsubstanzen
(**Abkürzungen:** **EMF** edelmetallfreie Legierung, **EM** Edelmetall-Legierung, **ZrO₂** Zirkoniumoxid, **S** Schmelz, **D** Dentin)

Dem Vergleich mit den anderen Befestigungskompositen konnten nur die Druck-Scherfestigkeitswerte zu Wirobond C und VITA In-Ceram YZ standhalten ($p < 0,05$) (Anhang Tab. 6, Tab. 8). Die schlechten mechanischen Eigenschaften waren zu erwarten, da auf Füllstoffe verzichtet wurde. Das Befestigungskomposit ist in erster Linie für die Untersuchung antibakterieller Eigenschaften hergestellt worden.

ResiCem: Bei Vickers-Härte und Elastizitätsmodul hatte der Temperaturlastwechsel einen signifikanten Einfluss auf die gemessenen Werte, die Biegefestigkeit wurde nicht signifikant verändert ($p < 0,05$) (Anhang Tab. 3, Tab. 4, Tab. 5).

Der Verbund zu Zirkoniumoxid war bei ResiCem (32,3 MPa) am größten. ResiCem erzielte durchweg gute Haftfestigkeiten zu allen Restaurationswerkstoffen und zu den Zahnhartsubstanzen.

In Abbildung 22 sind die gemessenen Druck-Scherfestigkeiten dargestellt.

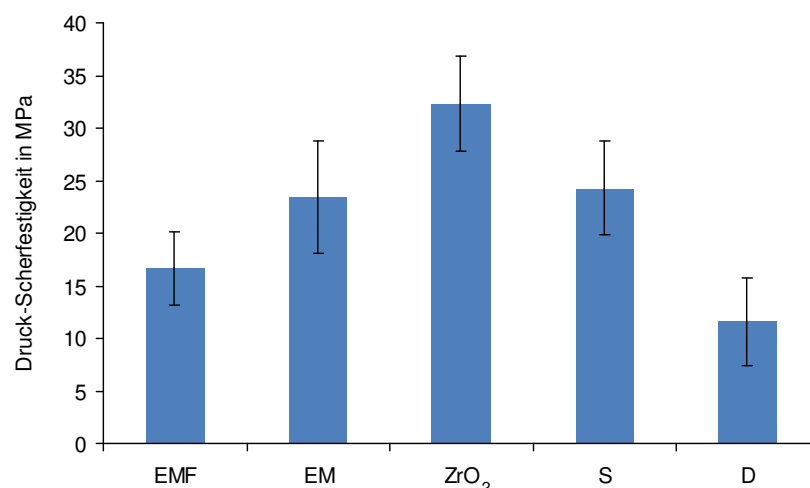


Abbildung 22: Druck-Scherfestigkeit von ResiCem zu verschiedenen Restaurationswerkstoffen und den Zahnhartsubstanzen

(**Abkürzungen:** **EMF** edelmetallfreie Legierung, **EM** Edelmetall-Legierung, **ZrO₂** Zirkoniumoxid, **S** Schmelz, **D** Dentin)

Ketac Cem: Die Messwerte aus den Druck-Scherfestigkeits-Versuchen sind gering. Die Verbundfestigkeiten bewegten sich zwischen 1,1 MPa zu den Zahnhartsubstanzen und 2,3 MPa zu Degunorm (Anhang Tab. 2). Abbildung 23 zeigt die ermittelten Druck-Scherfestigkeiten.

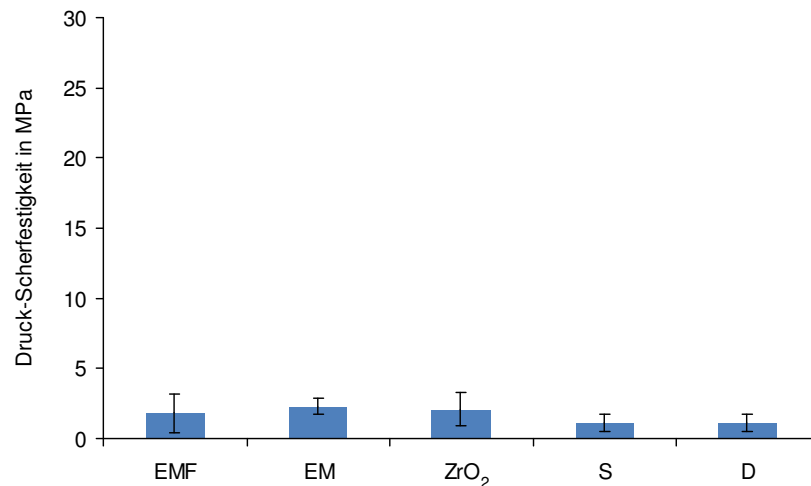


Abbildung 23: Druck-Scherfestigkeit von Ketac Cem zu verschiedenen Restaurationswerkstoffen und den Zahnhartsubstanzen
(**Abkürzungen:** **EMF** edelmetallfreie Legierung, **EM** Edelmetall-Legierung, **ZrO₂** Zirkoniumoxid, **S** Schmelz, **D** Dentin)

5.2 Antibakterielle Testung

Nach dem Eingießen der sterilen Prüfkörper in mit Bakterien beimpften Agar und anschließender Bebrütung konnten 5 der 7 Befestigungswerkstoffe mit einer antibakteriellen Wirkung gegenüber ausgewählten Indikatorstämmen registriert werden. MaxCem und i-Cem wiesen direkt nach der Aushärtung gegenüber *S. sanguinis*, *S. sobrinus* und *A. naeslundii* eine antibakterielle Wirkung auf (Tab. 4; Anhang Abb. 2, Abb. 3). Jedoch war diese bei einen Tag alten Prüfkörpern nicht mehr nachzuweisen.

Die Experimentalvariante, die ebenfalls ein selbstadhäsives Befestigungskomposit darstellt, konnte in Bezug auf seine antibakteriellen Eigenschaften die besten Ergebnisse aller getesteten Befestigungswerkstoffe erzielen (Tab. 4; Anhang Abb. 5, Abb. 6, Abb. 7, Abb. 8, Abb. 9, Abb. 10). Lediglich bei *S. sobrinus*, *S. mutans* und *L. coryniformis* entstanden keine Hemmhöfe im Bakterienrasen. Allerdings waren die Hemmhöfe oft klein und schon nach kurzer Lagerungszeit nicht mehr nachweisbar. Das beste Ergebnis der gesamten mikrobiologischen Untersuchung erzielte die Experimentalvariante bei *A. naeslundii*. Nach 6 Tagen Lagerung des Prüfkörpers wurde noch ein Hemmhof ausgebildet. Der Vergleichswerkstoff ResiCem wirkte nur gering gegenüber *S. sanguinis* antibakteriell (Tab. 4; Anhang Abb. 11). Um Prüfkörper aus ResiCem und Ketac Cem fand ein verstärktes Wachstum von *A. odontolyticus* statt. Ketac Cem erzielte gegenüber *L. coryniformis* und *A. naeslundii* eine geringe antibakterielle Wirkung (Tab. 4, Anhang Abb. 12, Abb. 13).

Tabelle 4: Ermittelte Hemmhofdurchmesser (in mm) im Langzeitversuch (Tage).

Bakterienstamm	Zeit	RelyX Unicem	Max Cem	i-Cem	Panavia F 2.0	AB	Resi Cem	Ketac Cem
S. sanguinis	Basis nach 1 Tag nach 2 Tagen		24	21		19,5 13	16 15,5	
S. sobrinus	Basis nach 1 Tag		16	13,5				
S. mutans	Basis							
L. casei	Basis nach 1 Tag nach 2 Tagen					13 **11,5		
L. coryniformis	Basis nach 1 Tag							13
L. plantarum	Basis nach 1 Tag					12		
A. odontolyticus	Basis nach 1 Tag					15,5	*	*
A. naeslundii	Basis nach 1 Tag nach 2 Tagen nach 3 Tagen nach 4 Tagen nach 5 Tagen nach 6 Tagen nach 7 Tagen		19,5	**15		17 16,5 25 17,5 16 14 12,5 0		
S. aureus	Basis nach 1 Tag nach 2 Tagen nach 3 Tagen					14,5 13,5 12 0		

* Wachstumsförderung um den Probekörper, **wenige Kolonien im Hemmhof

6 Diskussion

Die intensive Nachfrage und Weiterentwicklung von Befestigungswerkstoffen hat zu einer Vielzahl von Produkten auf dem Dentalmarkt geführt.

Selbstadhäsive Befestigungsmaterialien stellen eine völlig neue Entwicklung in der adhäsiven Zahnmedizin dar. Die Arbeitsschritte in der klinischen Anwendung wurden vereinfacht. Der Vorteil besteht darin, dass hierbei keine gesonderte Behandlung der Zahnhartsubstanz und des einzugliedernden Zahnersatzes mehr nötig ist. Veränderte Zusammensetzungen der Befestigungswerkstoffe eröffnen neue Anwendungsmöglichkeiten. Ob sich diese Materialien hinsichtlich der mechanischen Beanspruchung bewähren können und darüber hinaus zur Hemmung eines Bakterienwachstums im Bereich der Restauration beitragen können, sollte die vorliegende Studie untersuchen.

6.1 Methodisches Vorgehen

In der vorliegenden Studie wurden In-vitro-Untersuchungen durchgeführt, da diese Vorteile gegenüber In-vivo-Studien aufweisen. Zum einen ist eine wesentlich schnellere Durchführung der Untersuchungen möglich. Zum anderen können so viele unkontrollierbare Faktoren vermieden werden, die eine Verfälschung der Ergebnisse zur Folge hätten. Der Einfluss von Werkstoffen auf das Wachstum von Bakterien kann am besten in vitro bestimmt werden (Friedl et al. 1992). Die Testung werkstoffkundlicher Eigenschaften unterliegt bei In-vitro-Untersuchungen nur geringeren Schwankungen, sodass eine bessere Vergleichbarkeit zwischen den einzelnen Befestigungswerkstoffen resultiert. Allerdings verdeutlichen Rzanny und Welker (1994), dass In-vitro-Ergebnisse nicht auf In-vivo-Bedingungen übertragbar sind. So empfiehlt DIN EN ISO 4049 zum Beispiel, werkstoffkundliche Prüfungen an Kompositen bei einer Raumtemperatur von 23°C durchzuführen. Nach Rzanny und Welker (1994) ist der Elastizitätsmodul bei Raumtemperatur gegenüber Mundtemperatur jedoch um 50% erhöht. Als weiteres Beispiel ist die Thermozyklierung zu nennen, die den thermischen Stress in der Mundhöhle simulieren soll. Von Verbunden, die einer hohen Anzahl an Temperaturlastwechseln standhalten, kann zwar auch eine relativ hohe Sicherheit unter intraoralen Bedingungen erwartet werden. Aber hierdurch können keine Rückschlüsse auf eine entsprechende zu erwartende klinische Tragedauer gezogen werden (Göbel und Welker 1996).

Über das Verhalten dentaler Werkstoffe in vivo können nach Roulet (1988) nur klinische Tests Auskunft geben. Für die Vergleichbarkeit der Werkstoffe untereinander sind aber In-vitro-Untersuchungen unerlässlich.

Ziel der vorliegenden Studie war es, eine umfassende Bewertung von Befestigungswerkstoffen zu ermöglichen. Bisher befassten sich Untersuchungen nur mit werkstoffkundlichen oder mikrobiologischen Aspekten (Pohl 1973, Dahl 1978, Schwartzman et al. 1980, Göbel et al. 1998, Al-Mouzayn et al. 2000, Piwowarczyk et al. 2005a, Piwowarczyk et al. 2005b, Lewinstein et al. 2005, Stachniss et al. 2006, Daugela et al. 2008, Göbel et al. 2009). Vorliegend wurden für eine umfassende Charakterisierung der Befestigungsmaterialien sowohl mechanisch-physikalische als auch antibakterielle Eigenschaften in die Studie einbezogen.

Für die Untersuchung antibakterieller Eigenschaften wurde der Agar-Diffusionstest angewendet. Bondi et al. (1947) und Bauer et al. (1966) etablierten diese Methode zur Sensibilitätstestung von Mikroorganismen. Seither findet der Agar-Diffusionstest auch Anwendung beim Nachweis von Einflüssen dentaler Werkstoffe auf das Bakterienwachstum (Dahl 1978, Orstavik und Hensten-Pettersen 1978, Imazato et al. 2003, Lewinstein et al. 2005, Paradella et al. 2009, Esteves et al. 2010). Allerdings ist nach Lewinstein et al. (2005) eine Wachstumsförderung der Bakterien durch dieses Verfahren kaum zu erfassen.

6.1 Ergebnisse der werkstoffkundlichen Untersuchungen

6.2.1 Biegefestigkeit

Als Biegefestigkeit wird der Kraftwiderstand eines Materials gegenüber einer Biegebeanspruchung, bis ein Bruch erfolgt, bezeichnet. Diese Biegefestigkeit ist bei spröden Materialien mit der Spannung, die im Moment des Bruches wirkt, gleichzusetzen (Riehle und Simmchen 2000). Sie wird durch die Formel $\sigma = F_{\max} \cdot l / 2bh^2$ (σ = Biegefestigkeit, F_{\max} = maximale Kraft in Newton, l = Stützweite in mm, b = Breite des Probekörpers in mm, h = Höhe des Probekörpers in mm) beschrieben und in MPa angegeben (DIN EN ISO 4049).

Die Biegefestigkeit stellt einen grundlegenden Parameter zur Charakterisierung der mechanischen Festigkeit von Kompositen dar (Rzanny und Welker 1993). Mechanische Mindestanforderungen können mit Hilfe dieses gut reproduzierbaren Messverfahrens geprüft und verglichen werden (Kollmannsperger 1980). Die Biegefestigkeit wird mit Hilfe des Drei-Punkt-Biegeversuchs ermittelt. Hierbei wirken, ähnlich wie im Mund,

gleichzeitig Druck- und Zugkräfte ein (Rzanny et al. 1995). Allerdings wird die Biegefestigkeit von Art und Zeit der Lagerung beeinflusst (Rzanny und Welker 1994). DIN EN ISO 4049 empfiehlt eine Biegefestigkeit von mindestens 50 MPa für Befestigungskunststoffe, da sie im Drei-Punkt-Biegeversuch gleich oder höher belastbar sein sollten wie Dentin und Schmelz (Viohl 1980). Dieser Wert von 50 MPa stellt die maximale Biegefestigkeit der Zahnhartsubstanz dar (Esser et al. 1998).

ResiCem (115,5 MPa) und MaxCem (113 MPa) erzielten in vorliegender Untersuchung die höchste Biegefestigkeit nach einem Tag Lagerung bei 37 °C. Wie in der vorliegenden Studie ergaben auch die Untersuchungen von Saskalauskaite et al. (2008) signifikant höhere Werte von MaxCem im Drei-Punkt-Biegeversuch als von RelyX Unicem.

Ketac Cem war in der vorliegenden Studie mit einer mittleren Biegefestigkeit von 12,1 MPa signifikant schlechter als alle anderen getesteten Befestigungswerkstoffe. Behr et al. (2008a) verzichtete wegen der spröden Eigenschaften auf eine Prüfung von Ketac Cem hinsichtlich der Biegefestigkeit sogar ganz. Die Arbeitsgruppe um Piwowarczyk (2001) stellt fest, dass Ketac Cem von allen getesteten Zementen gegen Druck am anfälligsten ist. Nach Xie et al. (2000) werden die mechanischen Eigenschaften der Glasionomerezemente stark von der Integrität der Glaspartikel in die Polymermatrix, der Partikelgröße und Hohlräumen bestimmt.

Nach den Temperaturlastwechseln erzielte ResiCem die mit Abstand höchsten Werte im Drei-Punkt-Biegeversuch mit einem Wert von 96,4 MPa (Anhang Tab. 2). Bei ResiCem und RelyX Unicem ist kein signifikanter Unterschied zwischen den Biegefestigkeiten vor und nach den Temperaturlastwechseln auszumachen ($p < 0,05$) (Anhang Tab. 3). Diese zwei Befestigungskomposite halten also am besten der simulierten Alterung bezüglich der Biegefestigkeit stand. MaxCem hingegen wies den größten Abfall der Biegefestigkeit nach den Temperaturlastwechseln auf. Als Befestigungswerkstoff mit der höchsten Biegefestigkeit geht ResiCem hervor, wenn Werte vor und nach den Temperaturlastwechseln zusammen betrachtet werden (Anhang Tab. 2). Nach der simulierten Alterung ist das konventionelle Befestigungskomposit den selbstadhäsiven bei der Biegefestigkeit überlegen ($p < 0,05$) (Anhang Tab. 3). Die selbstadhäsiven Befestigungskomposite schnitten jedoch alle besser ab als der Glasionomerezement ($p < 0,05$) (Anhang Tab. 3).

6.2.2 Elastizitätsmodul

Zur Berechnung des Elastizitätsmoduls E , der als Maß für die Steifigkeit eines Werkstoffes dient, benötigt man die zwei Größen Spannung σ und Dehnung ε . Der Elastizitätsmodul entspricht der Steigung der Spannungs-Dehnungskurve im elastischen Bereich, für ihn gilt das Hookesche Gesetz $\sigma = \varepsilon \cdot E$ (Askeland 1997, Weißbach 2001, Craig et al. 2006). Umgestellt ergibt sich der Elastizitätsmodul E aus $\Delta\sigma / \Delta\varepsilon$, also dem Verhältnis von Spannungsänderung zu Dehnungsänderung.

Ein Werkstoff mit hohem Elastizitätsmodul in Kombination mit einer hohen Biegefestigkeit weist einen größeren Widerstand gegen Deformationen und Frakturen auf (Ho et al. 2001). Da diese Eigenschaft intraoral von großer Bedeutung ist, empfiehlt sich die Ermittlung des Elastizitätsmoduls als Maß für die Steifigkeit (Venz 1979).

Nach einem Tag Lagerung der Prüfkörper bei 37 °C erzielte RelyX Unicem den höchsten Elastizitätsmodul von 10350 MPa (Anhang Tab. 2). RelyX Unicem wies auch in vorangegangenen Studien einen höheren Elastizitätsmodul als MaxCem und andere vergleichbare Befestigungswerkstoffe auf. Die Elastizitätsmodule beider Befestigungskomposite waren höher, wenn lichtgehärtet wurde (Saskalauskaite et al. 2008).

Die niedrigsten Werte hinsichtlich des Elastizitätsmoduls wurden bei i-Cem mit 2000 MPa und der Experimentalvariante mit 1290 MPa gemessen ($p < 0,05$) (Anhang Tab. 4). Ursache für eine geringe Steifigkeit kann ein niedriger Gehalt an anorganischen Füllstoffen sein (Kollmannsperger und Venz 1980, Braem et al. 1987, Davidson und de Gee 1996). Nach den Temperaturlastwechseln lag der Elastizitätsmodul bei i-Cem mit 2500 MPa signifikant höher ($p < 0,05$) (Anhang Tab. 4). Erklärt werden kann dies durch eine fortschreitende Aushärtung während der Langzeitwasserlagerung und einer damit verbundenen erhöhten Steifigkeit. Praktisch wird dies allerdings kaum Konsequenzen haben. RelyX Unicem ist das einzige selbstadhäsive Befestigungskomposit, das dem nicht selbstadhäsiven ResiCem bei dem Elastizitätsmodul überlegen ist ($p < 0,05$) (Anhang Tab. 4).

6.2.3 Mikrohärte nach Vickers

Die Härte eines Werkstoffes wird definiert als sein Widerstand gegen das Eindringen eines anderen, härteren Körpers. Bei Bestimmung der Vickers-Härte wird eine bestimmte Prüfkraft langsam und senkrecht aufgebracht, als Eindringkörper dient eine Diamantpyramide mit quadratischer Grundfläche. Anschließend wird nach der Entlastung die Größe der plastischen Verformung ausgewertet, indem die Diagonalen des

Härteeindruckes d_1 und d_2 gemessen werden. Dies dient als Maß für die statische Festigkeit und die Verschleißfestigkeit des Werkstoffes (Weißbach 2001, Seidel 2005, Craig et al. 2006). Befestigungswerkstoffe benötigen eine gewisse Härte, um Beanspruchungen wie beispielsweise dem Kaudruck standhalten zu können und so langlebiger zu sein. Die Mikrohärtigkeit von dualhärtenden Kompositen kann durch eine zusätzliche Lichthärtung gesteigert werden (Cadenaro et al. 2010). Allerdings stellte die Arbeitsgruppe um Behr (2008a) eine Ausnahme fest. Bei MaxCem ist die Vickers-Härte nach Lichthärtung geringer als nach Dunkelhärtung.

Ketac Cem und RelyX Unicem schnitten bei der vorliegenden Untersuchung im Bezug auf die Härte nach einem Tag Lagerung am besten ab ($p < 0,05$) (Anhang Tab. 5). Panavia F 2.0 ist neben RelyX Unicem das einzige selbstadhäsive Befestigungskomposit, bei dem eine mit dem konventionellen Befestigungskomposit ResiCem vergleichbare bzw. höhere Vickers-Härte nachgewiesen wurde ($p < 0,05$) (Anhang Tab. 5).

Bei Messung der Vickers-Härte wurden die niedrigsten Werte bei i-Cem und der Experimentalvariante registriert ($p < 0,05$) (Anhang Tab. 3). Ursache hierfür ist ein geringer Füllstoffanteil. Ein hoher Gehalt eines Komposits an anorganischen Füllstoffen führt zu einer hohen Mikrohärtigkeit (Glenn 1982, Li et al. 1985, Davidson und de Gee 1996, Rzanny und Welker 1999). Des Weiteren wird der Härtegrad durch den Verbund von organischer Matrix mit anorganischen Füllstoffen und den Vernetzungsgrad bedingt (Davidson und de Gee 1996).

Panavia F 2.0 wurde durch die simulierte Alterung am wenigsten beeinflusst und wies nach den Temperaturlastwechseln die höchste Vickers-Härte auf ($p < 0,05$) (Anhang Tab. 3).

6.2.4 Druck-Scherfestigkeit

Als Druck-Scherfestigkeit wird der Widerstand bezeichnet, den ein Körper tangentialen Scherkräften entgegensetzt. Sie gibt die maximale Spannung an, mit der ein Werkstoffzylinder belastet werden kann, ohne abzuscheren.

Die Bestrahlung der Restaurationsoberflächen mit Korund führt zu einer signifikanten Erhöhung der Druck-Scherfestigkeit sowohl von Komposit als auch Zement zu Metall (Martin et al. 2000, Stachniss et al. 2006) sowie zu Keramik (Thurmond et al. 1994). Die erhöhte Rauigkeit hat eine Verzahnung und somit gesteigerte Retention zur Folge. Die Druck-Scherfestigkeit von Glasionomerzement zu den Legierungen und Zirkoniumoxid begründet sich alleine auf diese Tatsache. Durch diese mikroretentive Verzahnung erklärt

sich ebenfalls der von Peerzada et al. (2010) beschriebene Einfluss der Schleifinstrumentenwahl auf den Verbund.

Zusätzlich können selbstadhäsive Befestigungskomposite chemisch an die getesteten Restaurationsmaterialien und die Zahnhartsubstanz binden. Bei Erstgenannten geschieht dies mit Hilfe von funktionellen Phosphat- und Schwefelgruppen (Thalmair 2004).

6.2.4.1 Edelmetallfreie Legierung Wirobond C

Die größte Haftfestigkeit zu Wirobond C wies i-Cem auf, Ketac Cem zeigte den schwächsten Verbund ($p < 0,05$) (Anhang Tab. 6). RelyX Unicem, MaxCem, Panavia F 2.0, die Experimentalvariante AB und ResiCem konnten sich im Mittelfeld etablieren (Anhang Tab. 2). Selbstadhäsive Befestigungskomposite erreichten somit bessere oder gleichwertige Ergebnisse wie das Vergleichskomposit (mit Primer) und der Glasionomerzement.

In Übereinstimmung mit Chai et al. (2008) unterscheidet sich die Haftfestigkeit von RelyX Unicem zu einer edelmetallfreien Nickel-Basis-Legierung nicht signifikant von vergleichbaren Befestigungskompositen wie Panavia F. In der vorliegenden Studie wurden die edelmetallfreie Legierung Wirobond C sowie die Weiterentwicklung Panavia F 2.0 verwendet.

6.2.4.2 Edelmetall-Legierung Degunorm

Nach Piwowarczyk et al. (2004) schneidet RelyX Unicem zusammen mit anderen Befestigungskompositen wie Panavia F am besten ab, Glasionomerzemente erzielen deutlich schlechtere Verbundfestigkeiten zu einer Edelmetall-Legierung. Die größten Haftfestigkeiten wurden in der vorliegenden Studie bei i-Cem, ResiCem und RelyX Unicem gemessen ($p < 0,05$) (Anhang Tab. 7). MaxCem und Panavia F 2.0 befanden sich mit ihren Verbundfestigkeiten im Mittelfeld. Ketac Cem hatte den signifikant schwächsten Verbund zu Degunorm, die Experimentalvariante konnte ebenfalls nicht überzeugen ($p < 0,05$) (Anhang Tab. 7).

Der sehr gute Verbund von i-Cem zur edelmetallfreien Legierung sowie zur Edelmetall-Legierung ist auffällig. Es ist in diesem Fall gelungen, die chemische Verbundkomponente optimal in das Adhäsiv einzubringen.

6.2.4.3 Zirkoniumoxid VITA In-Ceram YZ

ResiCem hatte einen signifikant festeren Verbund zum Zirkoniumoxid als die selbstadhäsiven Befestigungswerkstoffe und der Glasionomerzement ($p < 0,05$) (Anhang Tab. 8). ResiCem wurde mit einem Keramik-Primer vorbehandelt.

Nach Nothdurft et al. (2009) erzielen Befestigungswerkstoffe, die adhäsive Phosphat-Monomere enthalten, generell höhere Druck-Scherfestigkeiten zu Zirkoniumoxid als andere. Re et al. (2008) stellt fest, dass Korundstrahlen sowie die Anwendung des Rocatec-Verfahrens bei allen getesteten Befestigungswerkstoffen gegenüber verschiedenen Keramiken immer die Verbundfestigkeit verbessert. Allerdings schneidet bei Pisani-Proenca et al. (2006) RelyX Unicem bei der Haftfestigkeit zu Keramik gut ab, unabhängig davon, ob die Keramikblöcke vorbehandelt sind oder nicht. Nach Piwowarczyk et al. (2004) erreicht RelyX Unicem zusammen mit anderen Befestigungskompositen wie Panavia F die besten Ergebnisse, Glasionomerzemente erzielen deutlich schlechtere Werte. Die vorliegende Studie bestätigt, dass der Glasionomerzement Ketac Cem eine signifikant schlechtere Haftfestigkeit zu Zirkoniumoxid aufweist als selbstadhäsive Befestigungskomposite ($p < 0,05$) (Anhang Tab. 8).

Peumans et al. (2007) gibt an, dass nach Temperaturlastwechseln RelyX Unicem sowie Panavia stark in ihrem Verbund zu Keramik beeinträchtigt sind. Für RelyX Unicem konnte in der vorliegenden Studie dieses Ergebnis bestätigt werden. Dieser Fakt wird allerdings durch eine Langzeitstudie in vivo entkräftet, in der gute Ergebnisse bei mit RelyX Unicem eingesetzten Keramik-Inlays erzielt wurden (Peumans et al. 2010).

Zwar schnitt in der vorliegenden Studie das nicht selbstadhäsive Befestigungskomposit ResiCem am besten ab, aber die selbstadhäsiven Befestigungskomposite erzielten auch durchweg zufrieden stellende Ergebnisse ($p < 0,05$) (Anhang Tab.2, Tab. 8). Ketac Cem wies die signifikant schlechteste Druck-Scherfestigkeit zu Zirkoniumoxid auf ($p < 0,05$) (Anhang Tab. 8). Außer dem Glasionomerzement ist also jeder Befestigungswerkstoff für das adhäsive Eingliedern einer Zirkoniumoxid-Restauration geeignet.

6.2.4.4 Humaner Schmelz

ResiCem und Panavia F 2.0 wiesen den höchsten Wert beim Verbund zu Schmelz auf ($p < 0,05$) (Anhang Tab. 9). Bei Ketac Cem und der Experimentalvariante wurde der schwächste Verbund zu Schmelz registriert ($p < 0,05$) (Anhang Tab. 9). Die Haftfestigkeiten von MaxCem, i-Cem und RelyX Unicem etablierten sich im Mittelfeld,

somit konnte der Verbund der selbstadhäsiven Befestigungskomposite zu Schmelz zumindest gegenüber dem Glasionomerzement überzeugen.

Fu et al. (2005) erklären das Wirkprinzip von selbstadhäsiven Befestigungskompositen. Phosphorsäureester, die für diese charakteristisch sind, dekalzifizieren und binden an Hydroxylapatit.

RelyX Unicem enthält mono- und oligomere Verbindungen. Die Reaktion mit Hydroxylapatit generiert Kalziumatome mit einer reduzierten Bindungsenergie. Diese agieren als ein Elektronenakzeptor und zeigen chemische Interaktionen zwischen Komposit und Hydroxylapatit (Gerth et al. 2006). RelyX Unicem zeigt nach Behr et al. (2009) bei der Schmelzadhäsion eine Schwachstelle, MaxCem kann bessere Ergebnisse erzielen. Dies konnte in der vorliegenden Studie untermauert werden. Die Arbeitsgruppe um De Munck (2004) berichtet, dass bei RelyX Unicem im Vergleich zu Panavia F schlechtere Werte registriert werden, aber nach Ätzen des Schmelzes würden jedoch vergleichbar gute Ergebnisse erreicht. Ebenfalls empfehlen Duarte et al. (2008), bei RelyX Unicem den Schmelz vor Applikation zu ätzen. Auch nach Hikita et al. (2007) kommt es zu einer negativen Beeinflussung der Verbundfestigkeit von RelyX Unicem zu Schmelz ohne Ätzen.

6.2.4.5 Humanes Dentin

Von den für die vorliegende Untersuchung ausgewählten Befestigungswerkstoffen wiesen ResiCem sowie Panavia F 2.0 die höchste Druck-Scherfestigkeit zu Dentin auf ($p < 0,05$) (Anhang Tab. 10). Zum Vergleich der Messwerte wurde die Druck-Scherfestigkeit von Optibond FL, einem Total etch multibottle Adhäsiv-System, zu humanem Dentin mit einbezogen. Diese Ergebnisse stammen aus Versuchsreihen einer zu dieser Zeit unveröffentlichten Promotionsarbeit an der Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik und Werkstoffkunde des Zentrums für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde des Universitätsklinikums Jena. Einzig ResiCem zeigte keinen signifikanten Unterschied im Vergleich zu der hohen Verbundfestigkeit des konventionellen Adhäsiv-Systems Optibond FL (KerrHawe, Bioggio/Schweiz) ($p < 0,05$) (Anhang Tab. 10). Alle anderen Befestigungswerkstoffe erzielten einen schwächeren Verbund zu humanem Dentin ($p < 0,05$) (Anhang Tab. 10).

Selbstadhäsive Befestigungskomposite können sich also teilweise gegenüber Befestigungskompositen mit Primer wie z.B. ResiCem behaupten. In der vorliegenden Untersuchung waren dies Panavia F 2.0 und RelyX Unicem.

Bitter et al. (2009) testet die Verbundfestigkeit selbstadhäsiver Befestigungskomposite zu Dentin. Obwohl die selbstadhäsiven Komposite RelyX Unicem und Panavia F 2.0 nur sporadisch eine Hybridschicht und Tags ausbilden, haben sie dennoch die höchsten Haftfestigkeiten gegenüber Wurzeldentin. RelyX Unicem interagiert nur oberflächlich mit der Zahnhartsubstanz (De Munck et al. 2004). Deshalb wird empfohlen, bei RelyX Unicem die Restauration mit hohem Druck zu applizieren.

In der Literatur wird häufig der Frage nachgegangen, ob eine Vorbehandlung des Dentins trotz selbstadhäsiver Technologie des Befestigungskomposits eine positive Auswirkung auf den Verbund zeigt. Durch eine Ätzung der Dentinoberfläche wird die Schmierschicht entfernt und die Tubuli eröffnet. Wird hierfür Polyacrylsäure verwendet, verbessert dies nicht den Verbund von RelyX Unicem (Tonial et al. 2010, Mazzitelli et al. 2010) und MaxCem (Tonial et al. 2010) zu Dentin. Mit einer vorherigen Ätzung mit Phosphorsäure schneidet RelyX Unicem schlechter ab. Zusätzliche Verwendung eines Adhäsivs bei selbstadhäsiven Befestigungskompositen verbessert die Druck-Scherfestigkeit zu Dentin (Brunzel et al. 2010). Auch die Art der Härtung hat Einfluss auf die Verbundfestigkeit, bei Lichthärtung ist diese signifikant höher (Piwowarczyk et al. 2005b). Als Ursache wird der Polymerisationsgrad angesehen, der bei rein chemischer Härtung signifikant geringer ist (El-Badrawy und El-Mowafy 1995, Aguiar et al. 2010).

Die Arbeitsgruppe um D'Acangelo (2009) stellte fest, dass RelyX Unicem und Panavia F 2.0 die einzigen Befestigungskomposite sind, bei denen der Bruch zwischen Dentin und Komposit erfolgt. Dieser so genannte Adhäsionsbruch deutet auf eine geringe Anbindung zu Dentin hin. Ebenfalls kann die lokal unterschiedliche Morphologie des Dentins Einfluss auf den Verbund ausüben. So werden bei oberflächlichem Dentin bessere Haftfestigkeiten erreicht als bei tiefer gelegenen (Yang et al. 2006). Dies verhält sich reziprok zur Menge der Dentintubuli, die pulpenah zunimmt (Hellwig et al. 2007).

6.2.5 Reale Befestigung einer edelmetallfreien Krone auf einem edelmetallfreien Modellstumpf

Die drei hier getesteten Befestigungswerkstoffe RelyX Unicem, ResiCem und Ketac Cem wichen in ihren Ergebnissen nicht signifikant voneinander ab, obwohl Ketac Cem bei dem Drei-Punkt-Biegeversuch und den Druck-Scherfestigkeiten schlechte Ergebnisse erzielte ($p < 0,05$) (Anhang Tab. 3, Tab. 6, Tab. 7, Tab. 8, Tab. 9, Tab. 11, Tab. 12). Die Druck-Scherfestigkeiten wurden bei Ketac Cem als Vergleichsprobe ermittelt, obwohl bereits im Vorhinein keine guten Werte zu erwarten waren. Die Eigenfestigkeit des

Zementes ist zu gering. Zudem besteht nur eine mechanische, nicht aber eine chemische Retention, die durch Friktion der Zementpartikel erreicht wird. Glasionomerzement besitzt aber andere gute Eigenschaften, so z. B. eine hohe Härte (Anhang Tab. 2). Um die Befestigungskomposite mit Glasionomerzement adäquat vergleichen zu können, eignet sich ein Abzugversuch am besten. So wurde der Zugversuch gewählt, um die experimentellen Ergebnisse des Druck-Scher-Versuchs durch eine klinisch nahe Situation zu ergänzen. Die Resultate des Versuchs zeigen, dass Glasionomerzement den Anspruch einer guten Befestigung erfüllt und den Befestigungskompositen nicht nachsteht ($p < 0,05$) (Anhang Tab. 12). Dies beweist sich zudem schon seit Jahrzehnten in der zahnärztlichen Praxis. Dasselbe gilt auch für Zinkoxidphosphatzement (Hirt 2010). Sobald neben mechanischer Retention auch ein chemischer Verbund des Befestigungswerkstoffes zur Zahnhartsubstanz und den Restaurationswerkstoffen benötigt wird, sind Glasionomerzemente kontraindiziert. Dies gilt auch für Bereiche, in denen eine hohe Ästhetik gefordert wird. Als Beispiel sind Veneers zu nennen, bei denen adhäsiv befestigt werden muss. Aber auch die adhäsiven Befestigungswerkstoffe können kontraindiziert sein, wenn sich der Präparationsrand zu weit subgingival befindet und nicht trocken gelegt werden kann. Es ist davon auszugehen, dass alle drei getesteten Befestigungswerkstoffe in der Praxis überzeugen können. Es muss jedoch die richtige Wahl für den jeweiligen Anwendungsbereich getroffen werden.

6.2.6 Ergebnisse der einzelnen Befestigungswerkstoffe

RelyX Unicem: Die Biegefestigkeit des Befestigungskomposits befand sich im unteren Mittelfeld ($p < 0,05$) (Anhang Tab. 3). Bei dem Elastizitätsmodul und der Vickers-Härte erzielte RelyX Unicem beste Werte, obgleich diese nach den Temperaturlastwechseln stark abfielen ($p < 0,05$) (Anhang Tab. 4, Tab. 5).

Bei der Haftfestigkeit zu Degunorm wurde bei RelyX Unicem eines der besten Ergebnisse gemessen ($p < 0,05$) (Anhang Tab. 7). Die Druck-Scherfestigkeiten bei Wirobond C, VITA In-Ceram YZ und humanem Schmelz lagen im Mittelfeld aller getesteten Befestigungswerkstoffe ($p < 0,05$) (Anhang Tab. 6, Tab. 8, Tab. 9). Zusätzlich wurde in der vorliegenden Studie untersucht, welchen Einfluss die Verwendung eines Metal-Primers auf die Verbundfestigkeit zu edelmetallfreier Legierung hat. Die Benutzung des Primers hat keine signifikante Verbesserung der Druck-Scherfestigkeit zur Folge ($p < 0,05$) (Anhang Tab. 11). Dies wird durch die Literatur bestätigt

(Di Francescantonio et al. 2010). Somit kann auf die Verwendung eines Metall-Primers verzichtet werden.

Bei dem Verbund zu Dentin konnten als selbstadhäsive Befestigungskomposite nur RelyX Unicem und Panavia F 2.0 überzeugen (Anhang Tab. 2). Panavia F 2.0 ist allerdings nur bedingt selbstadhäsiv, weil vom Hersteller die Anwendung eines Primers empfohlen wird. So ist RelyX Unicem als Befestigungskomposit mit der besten Haftung an Dentin, das ganz ohne Primer auskommt, zu sehen. Mit dem richtigem Adhäsiv kann die Haftfestigkeit von RelyX Unicem aber ebenfalls noch verstärkt werden (Hikita et al. 2007).

Es wurde untersucht, ob es bei der Verbundfestigkeit zu den unterschiedlichen Restaurationswerkstoffen und den Zahnhartsubstanzen eine Rolle spielt, ob Photo- oder Autopolymerisation stattfand. Weiterhin wurde der Einfluss einer simulierten Alterung durch Temperaturlastwechsel auf die Druck-Scherfestigkeitswerte untersucht. Signifikant veränderte nur die Autopolymerisation den Verbund von RelyX Unicem zu Degunorm sowie der Temperaturlastwechsel die Haftfestigkeit zu Degunorm und Zirkoniumoxid. In vivo ist es leider der Fall, dass bei Restaurationen aus einer Edelmetall-Legierung nur wenig Licht der Polymerisationslampe bis zum Befestigungskomposit gelangt.

Abbildung 24 stellt die Grundstruktur des Methacrylates von RelyX Unicem dar.

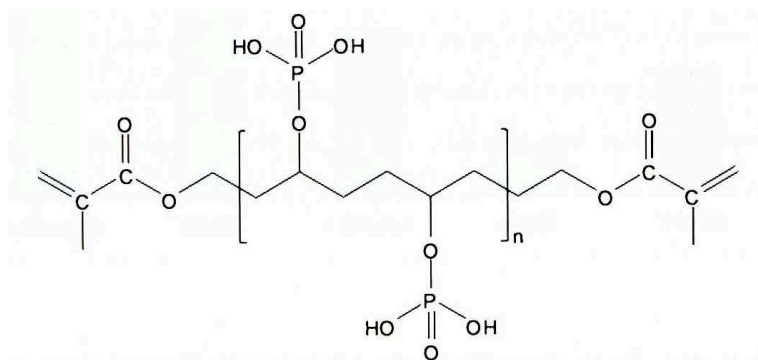


Abbildung 24: Das mehrere Phosphorgruppen tragende Methacrylat von RelyX Unicem (Janda 2009)

RelyX Unicem wurde in der Studie von Holderegger et al. (2008) im Vergleich zu anderen Befestigungswerkstoffen bei Temperaturlastwechseln am geringsten beeinflusst. In der vorliegenden Studie veränderte sich die Verbundfestigkeit zu Dentin durch Thermozyklierung nicht signifikant ($p < 0,05$) (Anhang Tab. 11).

Die Arbeitsgruppe um Behr (2008b) führte eine In-vivo-Untersuchung zur Eingliederung von Metall-Restaurationen durch. Daraus resultierte, dass RelyX Unicem genauso gut und einfach zu verarbeiten ist wie ein Zinkoxidphosphatzement. Der Testzeitraum betrug 38 Monate. Nach dieser Periode wurde bei RelyX Unicem nicht signifikant mehr Blutung und Plaque festgestellt. Außerdem konnte bezüglich der Langlebigkeit der eingesetzten Restaurationen kein signifikanter Unterschied nachgewiesen werden.

RelyX Unicem wird auch von Mörmann und Wolf (2009) als Alternative zu den Adhäsivsystemen gesehen, da es in ihrer Studie von allen untersuchten Befestigungswerkstoffen die beste Randkontinuität sowie Widerstandsfähigkeit gegen Brüche besitzt. Ketac Cem kann hier nicht mit den guten Eigenschaften von RelyX Unicem standhalten.

MaxCem: Die Ergebnisse von Elastizitätsmodul und Vickers-Härte für MaxCem lagen im Vergleich zu den anderen Befestigungswerkstoffen im Mittelfeld ($p < 0,05$) (Anhang Tab. 4, Tab. 5). Bei der Biegefestigkeit nach einem Tag Lagerung konnte MaxCem zusammen mit ResiCem mit dem höchsten Wert überzeugen, dieser nahm allerdings nach den Temperaturlastwechseln stark ab ($p < 0,05$) (Anhang Tab. 3). Dieses Phänomen der Alterung war jedoch nur bei dem Drei-Punkt-Biegeversuch signifikant nachweisbar. Die Druck-Scherfestigkeitswerte zu Wirobond C, Degunorm, VITA In-Ceram YZ und humanem Schmelz befanden sich durchweg im Mittelfeld, bis auf letztgenanntes sogar im oberen Mittelfeld ($p < 0,05$) (Anhang Tab. 6, Tab. 7, Tab. 8, Tab. 9). Nur beim Verbund zu Dentin konnte MaxCem nicht überzeugen (Anhang Tab. 2).

i-Cem: Die Biegefestigkeit von i-Cem befand sich im Vergleich zu den anderen Befestigungswerkstoffen im Mittelfeld. Allerdings nahm sie nach den Temperaturlastwechseln stark ab ($p < 0,05$) (Anhang Tab. 3). Das Befestigungskomposit schnitt in den Untersuchungen zu Elastizitätsmodul und Vickers-Härte schlecht ab, niedrigere Ergebnisse erzielte nur die Experimentalvariante ($p < 0,05$) (Anhang Tab. 4, Tab. 5). Auch hier beeinflusste die Thermozyklierung die Werte signifikant ($p < 0,05$) (Anhang Tab. 4, Tab. 5). Daraus lässt sich ableiten, dass i-Cem möglicherweise nicht besonders widerstandsfähig gegenüber klinischen Einflüssen ist.

Bei der Haftfestigkeit zur edelmetallfreien Legierung und zur Edelmetall-Legierung erreichte i-Cem sehr gute Ergebnisse. Die Werte beider Verbunde zählten zu den höchsten aller getesteten Befestigungswerkstoffe ($p < 0,05$) (Anhang Tab. 6, Tab. 7).

i-Cem zeigt somit besonders gute Eigenschaften beim Verbund zu Legierungen. Die Haftfestigkeit zu Zirkoniumoxid lag im unteren Mittelfeld, die zu Schmelz war ebenfalls durchschnittlich (Anhang Tab. 2). Bei dem Verbund zu Dentin konnte das Befestigungskomposit nicht überzeugen (Anhang Tab. 2).

Panavia F 2.0: Biegefestigkeit, Elastizitätsmodul und Vickers-Härte von Panavia F 2.0 lagen nach einem Tag Lagerung durchgängig im Mittelfeld im Vergleich zu den anderen Befestigungswerkstoffen. Mit Ausnahme der Biegefestigkeit war Panavia F 2.0 sehr widerstandsfähig gegenüber der durch den Temperaturlastwechsel simulierten Alterung war ($p < 0,05$) (Anhang Tab.3, Tab. 4, Tab. 5).

Die Druck-Scherfestigkeitswerte zu Wirobond C, Degunorm und VITA In-Ceram YZ lagen durchweg im Mittelfeld aller geprüften Befestigungswerkstoffe (Anhang Tab. 2). Bei der Haftung an die Zahnhartsubstanzen erzielte Panavia F 2.0 die höchsten Mittelwerte aller selbstadhäsiven Befestigungskomposite ($p < 0,05$) (Anhang Tab. 9, Tab. 10). Die Haftfestigkeit von Panavia F 2.0 zu den Zahnhartsubstanzen wies keinen signifikanten Unterschied zum konventionellen Befestigungskomposit ResiCem auf ($p < 0,05$) (Anhang Tab.9, Tab. 10). Jedoch ist Panavia F 2.0 nur bedingt als selbstadhäsiv einzustufen, denn bei diesem Befestigungskomposit wird vom Hersteller die Anwendung eines Primers empfohlen.

Experimentalvariante AB: Bei Elastizitätsmodul und Vickers-Härte stellte die Experimentalvariante den Befestigungswerkstoff mit den niedrigsten Werten dar. Die Biegefestigkeit nach einem Tag wurde einzig von Ketac Cem noch untertroffen ($p < 0,05$) (Anhang Tab.3, Tab. 4, Tab. 5).

Die Druck-Scherfestigkeitswerte zu Wirobond C und VITA In-Ceram YZ lagen im Mittelfeld aller geprüften Befestigungswerkstoffe, die zu Degunorm fielen niedriger aus (Anhang Tab. 2). Der Verbund zu den Zahnhartsubstanzen war bei der Experimentalvariante sehr gering. Mit diesen Resultaten wurde schon zu Beginn der Studie gerechnet, da der Experimentalvariante die Füllstoffe fehlen (Kollmannsperger und Venz 1980, Glenn 1982, Li et al. 1985, Braem et al. 1987, Davidson und de Gee 1996, Rzanny und Welker 1999). Die Zusammensetzung wurde vorrangig von dem Gesichtspunkt möglichst guter antibakterieller Eigenschaften bestimmt, nicht jedoch von dem guter mechanischer Leistungen.

ResiCem: Das konventionelle Komposit ResiCem geht als Befestigungswerkstoff mit der höchsten Biegefestigkeit hervor (Anhang Tab. 2). Durch die Temperaturlastwechsel wurden Elastizitätsmodul und Vickers-Härte signifikant verringert ($p < 0,05$) (Anhang Tab. 4, Tab. 5).

ResiCem erzielte sehr gute Ergebnisse beim Verbund zu den Zahnhartsubstanzen und zu Zirkoniumoxid. Hier zählte die Haftfestigkeit von ResiCem zu der stärksten aller Befestigungswerkstoffe (Anhang Tab. 2). Die Druck-Scherfestigkeitswerte zu Wirobond C lagen im Mittelfeld. Bei der Verbundfestigkeit zu der Edelmetall-Legierung Degunorm konnte ResiCem nicht überzeugen (Anhang Tab. 2). ResiCem dient als Standard- und Vergleichswerkstoff für die selbstadhäsiven Befestigungskomposite.

Ketac Cem: Ketac Cem stellte in den meisten Untersuchungen den Befestigungswerkstoff mit den schlechtesten Ergebnissen dar. Bei der Mikrohärte-Prüfung nach Vickers erwies sich Ketac Cem jedoch als Befestigungswerkstoff mit der höchsten Härte, die allerdings nach den Temperaturlastwechseln stark absank ($p < 0,05$) (Anhang Tab. 5). Die Elastizitätsmodul-Werte waren hoch (Anhang Tab. 2). Bei dem Drei-Punkt-Biegeversuch und den Druck-Scherfestigkeitswerten wurden für Ketac Cem wie erwartet die niedrigsten Werte aller getesteten Befestigungswerkstoffe registriert (Rab et al. 2009) ($p < 0,05$) (Anhang Tab. 3, Tab. 6, Tab. 7, Tab. 8, Tab. 9, Tab. 10). Yoshida et al. (2000) beschrieben, wie Glasionomerzemente mit der Zahnhartsubstanz reagieren können. Die Carboxylgruppen der Polyacrylsäure verbinden sich mit dem Hydroxylapatit, indem sie Phosphationen ersetzen und Ionenbindungen mit Kalzium eingehen. Trotz der chemischen Bindung von Glasionomerzementen an Dentin sind die Haftfestigkeiten, die bei der vorliegenden und anderen Studien wie Lin et al. (1992) beschrieben wurden, gering. Nach Yip et al. (2001) ist nicht unbedingt die Bindung zu Dentin schwach, es würde damit vorrangig das schlechte Bestehen der Glasionomerzemente gegenüber Zug aufgezeigt.

Als Vorteil in der Anwendung von Glasionomerzement ist hervorzuheben, dass sich Überschüsse, die an den Restaurationsrändern hervorquellen, besser entfernen lassen. Sie können nach der Abbindung des Zementes einfach abgesprengt werden. Bei Kompositen ist dies nicht in diesem Umfang möglich, außerdem sind sie niedrigvisköser und können so schneller subgingival gelangen. Weiterhin zeichnen sich die Überschüsse farblich nicht eindeutig ab. Dies wirkt sich zwar positiv auf die Ästhetik aus, aber kann unter Umständen dazu führen, dass Reste nicht erkannt und belassen werden. Damit wird eine

Retentionsstelle für Plaque geschaffen; Karies, Gingivitis und Parodontitis werden gefördert.

Der Leser findet in Tabelle 5 einen Überblick über die Rangfolge der werkstoffkundlichen Eigenschaften der untersuchten Befestigungswerkstoffe als Entscheidungshilfe bei der Auswahl.

Tabelle 5: Bewertung der mechanisch-physikalischen Eigenschaften der untersuchten Befestigungswerkstoffe (Rangfolge der Mittelwerte nach signifikanten Unterschieden zum höchsten Wert einen Ranges, Werte des selben Ranges weisen keine signifikanten Unterschiede auf; grüne Unterlegung = erster Rang, rote Unterlegung = letzter Rang)

Produkte	Biegefestigkeit		Elastizitätsmodul		Vickers-Härte		Druck-Scherfestigkeit EMF	Druck-Scherfestigkeit EM	Druck-Scherfestigkeit Zirkoniumoxid	Druck-Scherfestigkeit Schmelz	Druck-Scherfestigkeit Dentin	Zugfestigkeit Modellkrone
	1 d	TLW	1 d	TLW	1 d	TLW						
RelyX Unicem	3	2	1	1	1	2	2	1	2	3	2	1
MaxCem	1	2	4	4	4	3	1	2	2	2	2	-
i-Cem	2	3	5	5	5	4	1	1	3	2	2	-
Panavia F2.0	2	2	3	3	2	1	2	3	2	1	1	-
Experimental-variante AB	3	4	6	6	6	5	2	4	3	4	3	-
ResiCem	1	1	2	2	3	2	3	1	1	1	1	1
Ketac Cem	4	-	1	-	1	2	4	5	4	4	3	1

Abkürzungen: EMF Edelmetallfreie Legierung, EM Edelmetall-Legierung, 1 d ein Tag, TLW 25.000 Temperaturlastwechsel

6.3 Antibakterielle Wirkung der untersuchten Befestigungswerkstoffe gegenüber den Testkeimen und deren Langzeitwirkung im Agar-Hemmhoftest

In der vorliegenden Studie wurde der antibakteriellen Wirkung von Befestigungswerkstoffen im Agar-Diffusionstest nachgegangen.

Bis heute haben sich Autoren wie Palenik et al. (1992), Herrera et al. (2000), Herrera et al. (2001), Lewinstein et al. (2005), Daugela et al. (2008) oder Bürgers et al. (2009) mit den antibakteriellen Einflüssen ausgewählter Befestigungswerkstoffe beschäftigt.

Da Streptokokken, Aktinomyzeten und Laktobazillen zu den am häufigsten am harten Kavitätenboden restierenden Keimen gehören (Kneist et al. 1989), wurden zur Prüfung der antibakteriellen Eigenschaften der Befestigungswerkstoffe die Streptokokken *S. sanguinis* OMZ 9S, *S. sobrinus* OMZ 176 (d) und *S. mutans* NCTC 10449 herangezogen. Weiterhin wurden drei Laktobazillenstämme, *L. casei* IMET 10692, *L. coryniformis* DSM 20001 und *L. plantarum* DSM 2601, ausgewählt und mit *A. odontolyticus* R22/580 und *A. naeslundii* ATCC 27044 zwei Aktinomyzeten. Außerdem wurde die Staphylokokke *S. aureus* SG 511 in die Studie einbezogen, da eine Mitbeteiligung von *S. aureus* bei Periimplantitis diskutiert wird (Leonhardt et al. 1999, Botero et al. 2005, Fürst et al. 2007, Salvi et al. 2008).

Die antibakteriellen Eigenschaften der Befestigungswerkstoffe, die in dieser Untersuchung ermittelt wurden, waren in ihrer Gesamtheit gesehen gering und nicht von langer Dauer (Tab. 4). So konnten die Arbeitshypothesen, dass die ausgewählten Befestigungswerkstoffe mehrheitlich nicht antibakteriell wirken und eine Langzeitwirkung mehrheitlich nicht besteht, bestätigt werden.

Die Hypothese, azidogene Keime (Streptokokken, Laktobazillen) seien weniger betroffen als basophile Keime (Aktinomyzeten), kann nicht vereinheitlicht werden. Im Bezug auf die Laktobazillen trifft ein geringerer Einfluss der Befestigungswerkstoffe zu. Innerhalb der Streptokokken und der Aktinomyzeten gab es größere Differenzen. Zwar sind die Ergebnisse gegenüber *S. mutans* mit der Hypothese vereinbar, da hier kein einziges Mal ein Hemmhof auftrat. *S. sanguinis* wurde jedoch durch die frisch eingegossenen Prüfkörper am stärksten und häufigsten gehemmt (Tab. 4; Anhang Abb. 2, Abb. 3, Abb. 5, Abb. 11). Für *A. naeslundii* ist die oben genannte Hypothese zutreffend. Dieser Stamm wurde zusammen mit *S. sanguinis* am häufigsten inhibiert und wies die vergleichsweise längste Hemmung auf (Tab. 4; Anhang Abb. 2, Abb. 3, Abb. 9, Abb. 13). *A. odontolyticus* wurde nur ein einziges Mal und dies nur bei frischem Prüfkörper

gehemmt (Anhang Abb. 8). Bei zwei Befestigungswerkstoffen trat hier sogar verstärktes Wachstum auf (Tab. 4).

Nach Satou et al. (1991) zeigt *S. sanguinis* eine positive Korrelation zu den hydrophoben Eigenschaften speichelfreier Restaurationen. Das heißt mit Speichel-Film, der im Mund zwangsläufig Restauration und randständigen Befestigungswerkstoff umgibt, wäre wahrscheinlich der Bewuchs mit *S. sanguinis* schwächer als in dieser Studie. Speichel und Serum inhibieren auch klinisch die antimikrobielle Aktivität (Gilbert et al. 1978). Allerdings spielt in vivo noch eine Vielzahl anderer Faktoren eine Rolle. *S. sanguinis* und *A. naeslundii* sind weniger tolerant gegenüber einer sauren Umgebung als Laktobazillen und Streptokokken der Mutans-Gruppe (Marsh und Martin 2003). Dies spiegelt die vorliegende Studie wieder, denn hier wurden diese zwei Stämme am häufigsten und am stärksten gehemmt. Beide Keime wurden unter anderem von MaxCem inhibiert, dem bereits von Han et al. (2007) ein niedriger pH-Wert nachgewiesen worden ist (Anhang Abb. 2).

RelyX Unicem und Panavia F 2.0 sind nicht antibakteriell wirksam (Tab. 4; Anhang Abb. 1, Abb. 4). In den Herstellerangaben beider sowie im technischen Produktprofil von RelyX Unicem ist auf die Fluoridabgabe der Befestigungskomposite hingewiesen worden. Lund et al. (2008) konnte dies für RelyX Unicem bestätigen. Es wird angegeben, dass Fluorid neben seiner Hauptwirkung, der Remineralisation von Zahnhartsubstanz, auch antibakteriell wirkt (Marsh und Martin 2003, Wiegand et al. 2007, Daugela et al. 2008, Nakajo et al. 2009). Nach Wiegand et al. (2007) wirkt Fluorid auf Pelikel, Plaqueformation und auf mikrobielles Wachstum hemmend. Allerdings ist diese antibakterielle Wirkung von Fluorid als gering einzustufen.

Auch der Glasionomerzement Ketac Cem gibt Fluorid ab (Lund et al. 2008). Nach Forsten (1984) entsteht bei Verwendung von Glasionomerzementen weniger Sekundärkaries als bei anderen Befestigungswerkstoffen. Dies beruht nach Untersuchungen jedoch nicht nur auf der remineralisierenden Wirkung, sondern auch auf antibakteriellen Eigenschaften der Glasionomerzemente (Palenik et al. 1992, Herrera et al. 1999, Herrera et al. 2001, Lewinstein et al. 2005). Allerdings wurde in diesem Zusammenhang ebenfalls nachgewiesen, dass Ketac Cem zu den Zementen dieser Werkstoffklasse gehört, die hierbei die schlechtesten Ergebnisse erzielten (Herrera et al. 2000, Herrera et al. 2001, Lewinstein et al. 2005, Daugela et al. 2008). In der vorliegenden Untersuchung wurde ein vermehrtes Wachstum von *A. odontolyticus* in

unmittelbarer Nähe des Probekörpers von Ketac Cem im Agar beobachtet. Auch Tsarev et al. (1995), Böhland und Prössel (1998) und Eick et al. (2004) berichteten zuvor von einem vermehrten Bakterienwachstums an Glasionomerzementen.

Han et al. (2007) testet die pH-Werte verschiedener Befestigungswerkstoffe. Nach einem Tag erreicht Glasionomerzement einen pH-Wert über 5,0. Bei selbstadhäsiven Befestigungskompositen kann RelyX Unicem nach zwei Tagen als neutral gewertet werden, wohingegen MaxCem nach dieser Zeit immer noch mit einem pH-Wert von 2,4 im stark sauren Bereich liegt. MaxCem hat eine für Befestigungswerkstoffe übliche Zusammensetzung, zusätzlich ist das seit vielen Jahren bekannte saure Monomer Glycerol-Phosphat-Dimethacrylat (GPDM) zugesetzt, das in Abbildung 25 zu sehen ist (Janda 2009).

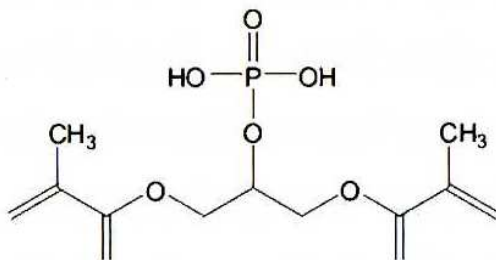


Abbildung 25: Das saure Monomer Glycerol-Phosphat-Dimethacrylat (GPDM), ein Inhaltsstoff von MaxCem (Janda 2009)

Es sorgt für den niedrigen pH-Wert während und auch nach der Polymerisation von MaxCem. RelyX Unicem enthält basisches Fluoridglas, dieses neutralisiert nach Aushärtung nicht verbrauchtes überschüssiges saures Monomer, wie Abbildung 26 veranschaulicht (Janda 2009).

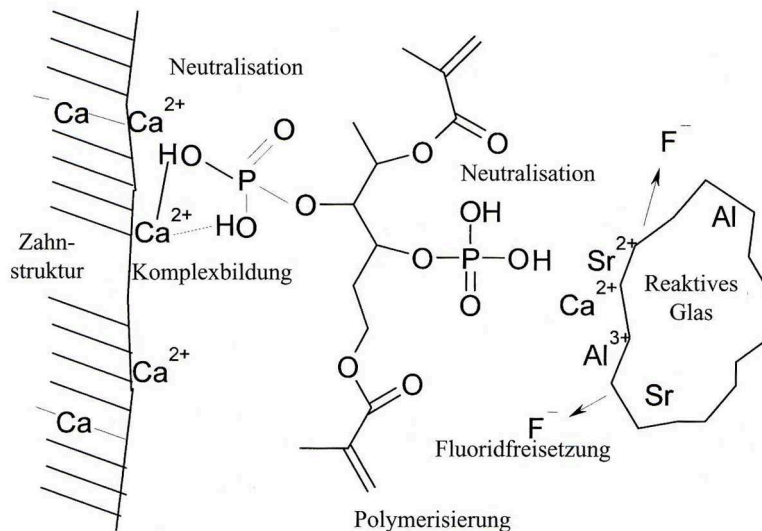


Abbildung 26: Schematische Darstellung des Haftmechanismus und der Neutralisationsreaktion von RelyX Unicem (Janda 2009)

Die Messungen von Han et al. (2007) korrelieren mit den Ergebnissen der vorliegenden Studie. Während RelyX Unicem keine antibakterielle Wirkung aufwies, konnten durch MaxCem große Hemmhöfe bei *S. sanguinis* und *A. naeslundii* registriert werden (Tab. 4; Anhang Abb. 1, Abb. 2). Im Vergleich dazu wurden unter den Mutans-Streptokokken nur bei *S. sobrinus* durch MaxCem ein kleinerer Hemmhof (16 mm) induziert. *S. mutans*, der als Leitkeim der Karies beschrieben wird (Guggenheim 1968, Krasse et al. 1968, Lang et al. 1987), scheint somit resistenter gegen Säuren zu sein als *S. sobrinus*.

Wahrscheinlich ist die Fluoridabgabe von Dentalwerkstoffen zu gering, um antibakteriell wirksam zu sein. Ursache der antibakteriellen Eigenschaften der Werkstoffe dürfte eher ihr niedriger pH-Wert sein. So wirkt RelyX Unicem trotz höherer Fluoridabgabe im Vergleich zu Ketac Cem (Lund et al. 2008) dennoch nicht antibakteriell (Tab. 4). Die Fluoridabgabe von Glasionomerzementen, von RelyX Unicem und Panavia F 2.0 soll primär aber auch die Remineralisation der Zahnhartsubstanz fördern.

Die Experimentalvariante AB stellt den antibakteriell am stärksten wirkenden Befestigungswerkstoff dieser Studie dar (Tab. 4). Von den 9 Indikatorstämmen wurden 6 durch das Komposit in ihrem Wachstum gehemmt (Anhang Abb. 5, Abb. 6, Abb. 7, Abb. 8, Abb. 9, Abb. 10). Außerdem konnte die Experimentalvariante die am längsten anhaltenden antibakteriellen Effekte erzielen. Dies ist auf den Inhaltsstoff Chlorhexidin zurück zu führen, dessen Bakterien inhibierende Wirkung bekannt ist (Luoma 1978, Zickert et al. 1982, Baker et al. 1987, Lindquist et al. 1989, Sandham et al. 1992,

Emilson 1994, van Loveren 1994, Wallman und Birkhed 2002). Nach Marsh et al. (1983) und Russel (1986) wirkt das Bisbiguanid dosisabhängig bakterizid bzw. bakteriostatisch. Durch die anerkannten Bakterien inhibierenden Eigenschaften wird Chlorhexidin als Positivkontrolle für den Agar-Diffusionstest genutzt, so auch in der vorliegenden Studie. Die Bakterien hemmende Wirkung von Chlorhexidin als Beimengung eines Dentalwerkstoffes wurde von Hoszek et al. (2005) bereits in Zusammenhang mit einem Glasionomerzement untersucht. Diese Kombination konnte nicht überzeugen. Die Wirkung eines mit diesem Bisbiguanid versetzten Dentalwerkstoffes ist gegenüber reinem Chlorhexidin stark abgeschwächt, wie auch die vorliegende Studie unter Beweis stellt.

Die Experimentalvariante wies schlechte mechanisch-physikalische Eigenschaften auf (Anhang Tab. 2). So wäre die Experimentalvariante trotz bester antibakterieller Wirksamkeit in dieser Studie noch nicht für die Nutzung am Patienten ausgereift. Dies war allerdings zu erwarten, da Füllstoffe als Beimengung fehlen. Das Befestigungskomposit ist in erster Linie für die Untersuchung antibakterieller Eigenschaften hergestellt worden. Außerdem fallen Schwankungen der Hemmhofgrößen bei *A. neaslundii* und der Experimentalvariante AB auf. Dies kann durch die schlechte Dosierung des Befestigungskomposits erklärt werden. Die Experimentalvariante AB besteht, wie es der Name schon andeutet, aus einer Substanz A und einer Substanz B, die im Verhältnis 1:1 angemischt werden sollen. Für dieses Komposit existiert noch kein ausgereiftes System zur genauen Dosierung wie bei den auf dem Dentalmarkt erhältlichen anderen Befestigungskompositen. So konnte es hier kleine Schwankungen in der Zusammensetzung und somit auch bei den Hemmhofdurchmessern geben.

ResiCem führte zu einem vermehrten Bakterienwachstum bei *A. odontolyticus*. Das vermehrte Wachstum von Bakterien an Kompositen ist schon in der Literatur beschrieben worden (Paolantonio et al. 2004). Nach Svanberg et al. (1990) ist in vivo die Adhäsion und das generelle Vorkommen von *S. mutans* in der Plaque bei Kompositen weit höher als bei Glasionomerzementen. Hansel et al. (1998) weist den Komonomeren TEGDMA und EGDMA eine Wachstum fördernde Wirkung gegenüber *S. sobrinus* NCTC 10921 nach. TEGDMA kommt häufig im nicht polymerisierten Rest von Komposit vor und kann in die Umgebung diffundieren. Dieses Komonomer ist aber unerlässlich für die Handhabung des Komposits. Bei RelyX Unicem, Panavia F 2.0 und MaxCem wurde

gleich in mehreren Untersuchungen eine niedrige Konversionsrate festgestellt (Tezvergil-Mutluay et al. 2007, Spinell et.al. 2009, Vrochari et al. 2009).

Im Ergebnis reduzierter Lichthärtezeiten fördern noch vorliegende unpolymersierte Monomere in Kompositen eine verstärkte Oberflächenkolonisation durch *S. mutans* NCTC 10449 und *S. mutans* ATCC 25175 (Brambilla et al. 2009). Dieser Sachverhalt, dem die vorliegende Studie nicht nachging, könnte in der zahnärztlichen Praxis von Bedeutung sein. Die Befestigungskomposite können unter den einzugliedernden Restaurationen nicht in dem Maße polymerisieren, wie dies unter direkter Lichteinwirkung der Fall wäre (Tezvergil-Mutluay et al. 2007). Unter Restaurationen aus einer Legierung polymerisieren die Befestigungskomposite mit Ausnahme der marginalen Zone allein chemisch. Saskalauskaite et al. (2008) weisen für Max Cem und RelyX Unicem einen länger im sauren Bereich verbleibenden pH-Wert bei Dunkelhärtung nach. Das bedeutet, dass unter metallischem Zahnersatz die Bakterien länger negativ beeinflusst werden. Es ist aber davon auszugehen, dass die mechanischen Eigenschaften bei rein chemisch initiiert Polymerisation leiden (Cadenaro et al. 2010). Bei allen antibakteriellen Ergebnissen, die in vitro gegenüber einzelnen Bakterienstämmen erzielt werden, muss immer im Auge behalten werden, dass in vivo die Keime mehrheitlich in Form von Biofilmen vorliegen. In dieser Anordnung sind Bakterien bis zu 1000-mal resistenter (Marsh und Martin 2003).

Die antibakteriellen Eigenschaften der Befestigungswerkstoffe, die in dieser Untersuchung ermittelt wurden, waren in ihrer Gesamtheit gesehen gering und nicht von langer Dauer. Bei der Wahl eines Befestigungswerkstoffes sollten immer gute physikalisch-mechanische Eigenschaften entscheidend sein.

7 Schlussfolgerung

Aus den vorliegenden In-vitro-Untersuchungen lassen sich nachfolgende Schlussfolgerungen bzw. Empfehlungen für die Praxis ableiten:

Die begrenzten mechanisch-physikalischen Eigenschaften des Glasionomerzementes (geringe Biegefestigkeit, fehlende Adhäsion an Zahnhartsubstanzen und Restaurationsmaterialien) fordern Zurückhaltung bei seiner Verwendung zum Eingliedern festsitzender Restaurationen. Ist eine adhäsive Befestigung durch subgingivale Präparation kontraindiziert, kann Glasionomerzement aufgrund bekannter Langzeiterfolge als gute Alternative genutzt werden.

Die Gruppe der selbstadhäsiven Komposite kann nicht vereinheitlicht werden. Verglichen mit Glasionomerzement können die selbstadhäsiven Befestigungswerkstoffe günstigere mechanische Eigenschaften aufweisen und zeigen eine bessere Resistenz unter Mundbedingungen, sodass eine längere klinische Haltbarkeit zu erwarten ist. Selbstadhäsive Komposite sind jedoch noch nicht in der Lage, konventionelle Komposite mit selbstätzendem Primer gänzlich zu ersetzen.

Das selbstadhäsive Komposit RelyX Unicem und das Referenz-Komposit ResiCem erwiesen sich den anderen Befestigungskompositen durch höchste mechanische Werte überlegen. Die Anwendung von Kompositen ist grundsätzlich zu empfehlen, wenn es die klinische Situation gestattet. Es sollte stets eine zusätzliche Photopolymerisation durchgeführt werden.

Mikrobiologisch bestätigte sich die eingangs aufgestellte Arbeitshypothese, dass die antibakteriellen Eigenschaften der untersuchten Befestigungswerkstoffe gering und nicht von langer Dauer sind.

Bei Verwendung von Kompositen muss besonderer Wert auf einen guten Randschluss gelegt werden, um das Risiko einer Sekundärkaries zu minimieren. Die Komposite besitzen durch die adhäsive Anbindung an die Zahnhartsubstanz das Potenzial, einen dauerhaft dichten Verbund zu gewährleisten.

8 Literaturverzeichnis

1. Aguiar TR, Di Francescantonio M, Arrais CA, Ambrosano GM, Davanzo C, Giannini M. 2010. Influence of curing mode and time on degree of conversion of one conventional and two self-adhesive resin cements. *Oper Dent*, 35(3):295-9.
2. Al-Mouzayn MS, El-Mowafy OM, El-Badrawy WA. 2000. Knoop microhardness of dual-cure resin cements. *J Dent Res* 79: Abstract 3165.
3. Askeland D R. 1997. *Materialwissenschaften*. Heidelberg, Berlin, Oxford: Spektrum Akademischer Verlag.
4. Baker PJ, Coburn RA, Genco RJ, Evans RT. 1987. Structural determinants of activity of chlorhexidine and alkyl bisbiguanides against the human oral flora. *J Dent Res*, 66(6):1099-106.
5. Bauer AW, Kirby WM, Sherris JC, Turck M. 1966. Antibiotic susceptibility testing by a standardized single method. *Am J Clin Pathol*, 45:493-496.
6. Behr M. 2007. Konventionelles versus adhäsives Zementieren von festsitzendem Zahnersatz. *Dtsch Zahnärztl Z*, 62:704-705.
7. Behr M, Hansmann M, Rosentritt M, Handel G. 2009. Marginal adaption of three self-adhesive resin cements vs. a well-tried adhesive luting agent. *Clin Oral Investig*, 13(4):459-64.
8. Behr M, Rosentritt M, Loher H, Kolbeck C, Trempler C, Stemplinger B, Kopzon V, Handel G. 2008a. Changes of cement properties caused by mixing errors: The therapeutic range of different cement types. *Dent Mater*, 24(9):1187-93.
9. Behr M, Rosentritt M, Wimmer J, Lang R, Kolbeck C, Bürgers R, Handel G. 2008b. Selfadhesive resin cement versus zinc phosphat luting material: A prospective clinical trial begun 2003. *Dent Mater*, 25(5):601-4.
10. Bitter K, Paris S, Pfuertner C. 2009. Morphological and bond strength evaluation of different resin cements to root dentin. *Eur J Oral Sci*, 117(3):326-33.
11. Böhland A, Prössel, A. 1998. Untersuchungen zur Wirkung von Glasionomerwerkstoffen gegenüber *Streptococcus mutans* und *Porphyromonas gingivalis* [Dissertation]. Jena: Friedrich-Schiller-Universität.
12. Bondi A, Spauling H, Smith D. 1947. A routine method for the rapid determination of susceptibility to penicillin and other antibiotics. *Amer J Med Sci*, 213:221-225.

13. Braem M, Van Doren VE, Lambrechts P, Vanherle G. 1987. Determination of Young's modulus of dental composites: a phenomenological model. *J Mater Sci*, 22:2037-2042.
14. Brambilla E, Gagliani M, Ionescu A, Fadini L, Garcia-Godoy F. 2009. The influence of light-curing time on the bacterial colonization of resin composite surfaces. *Dent Mater*, 25(9):1067-72.
15. Brunzel S, Yang B, Wolfart S, Kern M. 2010. Tensile Bond Strength of a So-called Self-adhesive Luting Resin Cement to Dentin. *J Adhes Dent*, 12(2):143-50.
16. Bürgers R, Hahnel S, Reischl U, Müller R, Rosentritt M, Handel G, Behr M. 2009. Streptococcal adhesion to various luting systems and the role of mixing errors. *Acta Odontol Scand*, 67(3):139-45.
17. Cadenaro M, Navarra CO, Antonioli F, Mazzoni A, Di Lenarda R, Rueggeberg FA, Breschi L. 2010. The effect of curing mode on extent of polymerization and microhardness of dual-cured, self-adhesive resin cements. *Am J Dent*, 23(1):14-8.
18. Chai J, Chu FCS, Chow TW. 2008. Shear bond strength between nickel-chromium and human dentine using a dual-cure, self-adhesive universal resin luting agent. *Eur J Prosthodont Restor Dent*, 16(2):85-8.
19. Combe CE. 1984. Zahnärztliche Werkstoffe. Zusammensetzung, Verarbeitung, Anwendung. 1. Auflage München, Wien: Hanser Verlag.
20. Craig RG, Powers JM, Wataha JC. 2006. Zahnärztliche Werkstoffe - Eigenschaften und Verarbeitung. 1. Auflage München: Urban Fischer.
21. D'Acangelo C, De Angelis F, D'Amario M, Zazzaroni S. 2009. The influence of luting systems on the microtensile bond strength of dentin to indirect resin-based composite and ceramic restorations. *Oper Dent*, 34(3):328-336.
22. Dahl BL. 1978. Antibacterial effect of two luting cements on prepared dentin in vitro and in vivo. *Acta Odontol Scand*, 36:363-369.
23. Daugela P, Oziunas R, Zekonis G. 2008. Antibacterial potential of contemporary dental luting cements. *Stomatologija*, 10(1):16-21.
24. Davidson CL, de Gee AJ. 1996. Verschleissverhalten dentaler Composite-Materialien. *Phillip Journal*, 13:171-177.
25. De Munck J, Vargas M, Hikita K, Lambrechts P, Van Meerbeek B. 2004. Bonding of an auto-adhesive luting material to enamel and dentin. *Dent Mater*, 20(10):963-71.

26. Di Francescantonio M, de Oliveira MT, Garcia RN, Romanini JC, da Silva NR, Giannini M. 2010. Bond strength of resin cements to Co-Cr and Ni-Cr metal alloys using adhesive primers. *J Prosthodont*, 19(2):125-9.
27. Dörfer C, Seidel J, Staehle HJ. 1998. Befestigungskunststoffe, In: Meiners H, Lehmann KM, Hrsg. *Klinische Materialkunde für Zahnärzte*. München, Wien: Hanser-Verlag.
28. Doubleday FN. 1920. Die transparenten Zementfüllungen. *Zahnärztliche Rundschau*, 46:575.
29. Duarte S, Botta AC, Meire M, Sadan A. 2008. Microtensile bond strengths and scanning electron microscopic evaluation of self-adhesive and self-etch resin cements to intact and etched enamel. *J Prosthet Dent*, 100(3):203-10.
30. Eick S, Glockmann E, Brandl B, Pfister W. 2004. Adherence of *Streptococcus mutans* to various restorative materials in continuous flow system. *J Oral Rehabil*, 31(3):278-85.
31. El-Badrawy WA, El-Mowafy OM. 1995. Chemical versus dual curing of resin inlay cements. *J Prosthet Dent*, 73:515-525.
32. Emilson CG. 1994. Potential efficacy of chlorhexidine against *Streptococcus mutans* and human dental caries. *J Dent Res*, 73(3):682-91.
33. Esser M, Tinschert J, Marx R. 1998. Materialkennwerte der Zahnhartsubstanz des Rindes im Vergleich zur humanen Zahnhartsubstanz. *Dtsch Zahnärztl Z*, 53: 713-717.
34. Esteves CM, Ota-Tsuzuki C, Reis AF, Rodrigues JA. 2010. Antibacterial activity of various self-etching adhesive systems against oral *Streptococcus*. *Oper Dent*, 35(4):448-53.
35. Felton D, Bergenholtz G, Cox CF. 1989. Inhibition of bacterial growth under composite restorations following GLUMA pretreatment. *J Dent Res*, 68 (3): 491-495.
36. Forsten M. 1994. Fluorid release of glass ionomers. *J Esthet Dent*, 6(5):216-22.
37. Freiburger H. 2008. Einfluss von C-Faktor und Vorbehandlung auf die Haftung eines selbstadhäsiven Befestigungszements [Dissertation]. Erlangen-Nürnberg: Friedrich-Alexander-Universität.
38. Friedl KH, Schmalz G, Hiller KA. 1992. Flüssigkeitskulturen zur Prüfung der Wirkung zahnärztlicher Werkstoffe auf das Bakterienwachstum. *Dtsch Zahnärztl. Z*, 47:826-831.
39. Fu B, Sun X, Qian W, Shen Y. 2005. Evidence of chemical bonding to hydroxylapatite by phosphoric acid esters. *Biomaterials*, 26(25):5104-10.

40. Gerth HUV, Dammaschke T, Züchner H, Schäfer E. 2006. Chemical analysis and bonding reaction of RelyX Unicem and Bisfix composites - A comparative study. *Dent Mater*, 22(10):934-41.
41. Gisler V, Stierli A, Fischer J, Enkling N, Mericska-Stern R. 2009. Rauigkeitsabhängige Verbundfestigkeit eines selbstadhäsiven Kompositementes an Dentin. *Dtsch Zahnärztl Z*, 64(4):223-232.
42. Gilbert DB, Germaine GR, Jensen JR. 1978. Inactivation by saliva and serum of the antimicrobial activity of some commonly used root canal sealer cements. *J Endod*, 4(4):100-105.
43. Glenn JF. 1982. Composition and properties of unfilled and composite resin restorative materials. In: Smith DC, Williams DF, Hrsg. *Biocompatibility of Dental Materials*, CRC Press. 3:98-130. Boca Raton.
44. Göbel R, Luthardt R, Welker D. 1998. Experimentelle Untersuchungen zur Befestigung von Restaurationen aus Zirkonoxid und Titan. *Dtsch Zahnärztl Z*, 53(4):295-298.
45. Göbel R, Rzanny A, Jahn F, Küpper H. 2009. Optimale adhäsive Befestigung von Zirkoniumoxidrestaurationen. *Quintessenz Zahntechn*, 35(2):148-160.
46. Göbel R, Welker D. 1996. Metall-Kunststoff-Verbundverfahren in der Zahnmedizin. *Dentallabor XLIV*, 12:2045-2052.
47. Guggenheim B. 1968. Streptococci of dental plaques. *Caries Research*, 2:147-163.
48. Haller B, Blunck U. 2003. Übersicht und Wertung der aktuellen Bondingsysteme. *Zahnärztl Mitt*, 93:808-818.
49. Han L, Okamoto A, Fukushima M. 2007. Evaluation of physical properties and surface degradation of self-adhesive resin Cements. *J Dent Mater*, 26(6):906-14.
50. Hansel C, Leyhausen G, Mai UEH, Geurtsen W. 1998. Effects of various resin composite (co)monomers and extracts on two caries-associated microorganisms in vitro. *J Dent Res*, 77 (1):60-67.
51. Hattenbach A. 2009. Marktübersicht konventionelle Befestigungszemente. *Zahn Prax*, 12,2:88-96.
52. Hellwig E, Klimek J, Attin T. 2007. Einführung in die Zahnerhaltung. Vierte Auflage München: Urban und Fischer Verlag.
53. Herrera M, Carrión P, Baca P, Liébana J, Castillo A. 2001. In vitro antibacterial activity of glass ionomer cements. *Microbios*, 104(409):141-8.

-
54. Herrera M, Castillo A, Baca P, Carrión P. 1999. Antibacterial activity of glass-ionomer restorative cements exposed to cavity-producing microorganisms. *Oper Dent*, 24(5):286-91.
 55. Herrera M, Castillo A, Bravo M, Liébana J. 2000. Antibacterial activity of resin Adhesives, Glass ionomer cements and a compomer in contact with dentin caries samples. *Oper Dent*, 25(4):265-9.
 56. Hikita K, De Munck J, Van Meerbeek B, Ikeda T. 2007. Bonding effectiveness of adhesive luting agents to enamel and dentin. *Dent Mater*, 23(1):71-80.
 57. Hirashi N, Yiu CK, Tay FR. 2009. Effect of pulpal pressure on the microtensile bond strength of luting resin cements to human dentin. *Dent Mater*, 25(1):58-66.
 58. Hirt F. 2010. Werkstoffkundliche und antibakterielle Untersuchungen selbstadhäsiver Befestigungswerkstoffe im Vergleich zu einem Befestigungskomposit und einem Zinkoxidphosphatzement [Dissertation]. Jena: Friedrich-Schiller-Universität.
 59. Ho CT, Vijayaraghavan TV, Lee SY, Tsai A, Huang HM, Pan LC. 2001. Flexural behaviour of post-cured composites at oral-simulating temperatures. *J Oral Rehabil*, 28:658-667.
 60. Holderegger C, Sailer I, Schuhmacher C, Schläpfer R. 2008. Shear bond strength of resin cements to human dentin. *Dent Mater*, 24:944-950.
 61. Hoszek A, Struzycka I, Jozefowicz A, Wojcieszek D, Wierzbicka M, Wretling K, Ericson D. 2005. Chlorhexidine-containing glass ionomer cement. A clinical investigation on the fissure caries inhibiting effect in first permanent molars. *Swed Dent J*, 29(3):89-96.
 62. Imazato S, Torii M, Tsuchitani Y, McCabe JF, Russell RR. 1994. Incorporation of bacterial inhibitor into resin composite. *J Dent Res*, 73:1437-1443.
 63. Imazato S. 2003. Antibacterial properties of resin composites and dentin bonding systems. *Dent Mater*, 19:449-57.
 64. Janda R. 2009. Adhäsiv-Techniken für Zahnarzt und Zahntechniker. *Quintessenz Zahntech*, 35(2):188-204.
 65. Kappert HF, Eichner K. 2008. Zahnärztliche Werkstoffe und ihre Verarbeitung. Sechste Auflage Stuttgart, New York: Thieme Verlag.
 66. Kneist S, Heinrich R, Künzel W. 1989. Mikrobielle Besiedlung kariöser Progressionsstadien im Dentin menschlicher Zähne - eine kontrollierte Therapiestudie. *Zbl Bakt Hyg A* 270:385-395.
 67. Kollmannsperger P, Venz S. 1980. Vergleich der physikalischen Eigenschaften von Kompositen und polierbaren Füllungskunststoffen. *Dtsch Zahnärztl Z*, 35:934-938.

-
68. Kollmannsperger P. 1980. Festigkeit und Verformungsverhalten von Füllungskunststoffen aus der Biegeprüfung. ZWR, 89(8):48-50.
 69. Krämer N, Frankenberger R. 2008. Befestigungskomposite und -kompomere, In: Zahnärztliche Werkstoffe und ihre Verarbeitung. Stuttgart, New York: Georg Thieme Verlag.
 70. Krasse B, Jordan HV, Edwadsen S, Svensson I, Trell L. 1968. The occurrence of certain "caries-inducing" streptococci in human dental plaque material with special reference to frequency and activity of caries. Arch Oral Biol, 13:911-918.
 71. Lang NP, Hotz PR, Gusberti FA, Joss A. 1987. Longitudinal clinical and microbiological study on the relationship between infection with Streptococcus mutans and the development of caries in humans. Oral Microbiol Immunol, 2(1):39-47.
 72. Lewinstein I, Matalon S, Slutzkey S, Weiss EI. 2005. Antibacterial properties of aged dental cements evaluated by direct-contact and agar diffusion tests. J Prosthet Dent, 93(4):364-71.
 73. Li Y, Swartz ML, Phillips RW, Moore BK, Roberts TA. 1985. Effect of Filler Content and Size on Properties of Composites. J Dent Res, 64(12):1396-1401.
 74. Lin A, McIntyre NS, Davidson RD. 1992. Studies on the Adhesion of Glass-ionomer Cements to Dentin. J Dent Res, 71(11):1836-41.
 75. Lindquist B, Edward S, Torell P, Krasse B. 1989. Effect of different caries preventive measures in children highly infected with mutans streptococci. Scand J Dent Res, 97(4):330-7.
 76. Ludwig K. 2005. Lexikon der zahnmedizinischen Werkstoffkunde. Berlin: Quintessenz Verlag.
 77. Lund RG, da Silva AF, Demarco FF, Del-Pino FA, Piva E, Michelon D. 2008. Band cementation materials: solubility and fluoride release. Oral Health Prev Dent, 6(4):323-9.
 78. Luoma H, Murtomaa H, Nuuja T, Nyman A, Nummikoski P, Ainamo J, Luoma AR. 1978. A simultaneous reduction of caries and gingivitis in a group of schoolchildren receiving chlorhexidine-fluoride applications. Results after 2 years. Caries Res, 12(5):290-8.
 79. Marsh P, Martin VM. 2003. Orale Mikrobiologie. Stuttgart, New York: Georg Thieme Verlag.
 80. Marsh PD, Keevil CW, McDermid AS, Williamson MI, Ellwood DC. 1983. Inhibition by the antimicrobial agent chlorhexidine of acid production and sugar transport in oral streptococcal bacteria. Arch Oral Biol, 28(3):233-40.

81. Martin M, Ernst CP, Willershausen B. 2000. KetacCem. Eine Literaturübersicht. ZWR, 109(7):388-391.
82. Marxkors R, Meiners H, Geis-Gerstorfer J. 2008. Taschenbuch der zahnärztlichen Werkstoffkunde – vom Defekt zur Restauration. 6. Auflage Köln: Deutscher zahnärztlicher Verlag.
83. Mazzitelli C, Monticelli F, Toledano M, Ferrari M, Osorio R. 2010. Dentin treatment effects on the bonding performance of self-adhesive resin cements. Eur J Oral Sci, 118(1):80-6.
84. Meiners H, Lehmann KM. 1998. Klinische Materialkunde für Zahnärzte. München, Wien: Hanser Verlag.
85. Mörmann W, Wolf D, Ender A, Bindl A, Göhring T. 2009. Effect of two self-adhesive cements on marginal adaption on strength of esthetic ceramic CAD/CAM molar crowns. J Prosthodont, 18(5):403-10.
86. Nakajo K, Imazato S, Takahashi Y, Kiba W, Ebisu S, Takahashi N. 2009. Fluoride released from glass-ionomer cement is responsible to inhibit the acid production of caries-related oral streptococci. Dent Mater, 25(6):703-8.
87. Nothdurft FP, Motter PJ, Pospiech PR. 2009. Effect of surface treatment on the initial bond strength of different luting cements to zirconium oxide ceramic. Clin Oral Investig, 13(2):229-35.
88. Orstavik D, Hensten-Pettersen A. 1978. Antibacterial activity of tooth-colored dental restorative materials. J Dent Res, 57(2):171-174.
89. Ott G. 1990. Aufbau und Entwicklung der Composite-Füllungsmaterialien. Ivoclar Vivadent Report 5:3-18.
90. Palenik CJ, Behnen MJ, Setcos JC, Miller CH. 1992. Inhibition of microbial adherence and growth by various glass ionomers in vitro. Dent Mater, 8(1):16-20.
91. Paolantonio M, Dérciole S, Perinetti G, Tripodi D, Catani G, Serra E. 2004. Clinical and microbiological effects of different restorative materials on the periodontal tissues adjacent to subgingival class V restorations. J Clin Periodontol, 31(3):200-7.
92. Paradella TC, Koga-Ito CY, Jorge AO. 2009. In vitro antibacterial activity of adhesive systems on Streptococcus mutans. J Adhes Dent, 11(2):95-9.
93. Pashley DH, Michelich V, Kehl T. 1981. Dentin permeability: effects of smear layer removal. J Prosthet Dent, 46:531-537.
94. Patyk A, Hülsmann M, Rinke S. 1993. Untersuchung zur Partikelgröße zahnärztlicher Befestigungszemente. Dtsch Zahnärztl Z, 48:372-375.

-
95. Peerzada F, Yiu CK, Hiraishi N, Tay FR, King NM. 2010. Effect of surface preparation on bond strength of resin luting cements to dentin. *Oper Dent*, 35(6):624-33.
 96. Peumans M, Hikita K, De Munck J, Van Landuyt K, Poitevin A, Lambrechts P, Van Meerbeek B. 2007. Bond durability of composite luting agents to ceramic when exposed to long-term thermocycling. *Oper Dent*, 32(4):372-9.
 97. Peumans M, De Munck J, Van Landuyt K, Poitevin A, Lambrechts P, Van Meerbeek B. 2010. Two-year Clinical Evaluation of a Self-adhesive Luting Agent for Ceramic Inlays. *J Adhes Dent*, 12(2):151-61.
 98. Pisani-Proenca J, Erhardt MC, Valandro LF, Gutierrez-Aceves G, Bolanos-Carmona MV, Del Castillo-Salmeron R, Bottino MA. 2006. Influence of ceramic surface conditioning and resin cements on microtensile bond strength to a glass ceramic. *J Prosthet Dent*, 96(6):412-7.
 99. Piwowarczyk A, Lauer HC, Sorensen AD. 2004. In vitro shear bond strength of cementing agents to fixed prosthodontic restorative materials. *J Prosthet Dent*, 92(3):265-73.
 100. Piwowarczyk A, Lauer HC, Sorensen AD. 2005a. Mikroleakage of various cementing agents for full cast crowns. *Dent Mater*, 21(5):445-53.
 101. Piwowarczyk A, Ottl P, Lauer HC. 2001. Laboratory strength of glass ionomer and zinc phosphat cements. *J Prosthodont*, 10(3):140-7.
 102. Piwowarczyk A, Ottl P, Lindemann K, Zipprich H, Bender R, Lauer HC. 2005b. Langzeithaftverbund zwischen Befestigungszementen und keramischen Werkstoffen. *Dtsch Zahnärztl Z*, 60:314-320.
 103. Rab J, Rzanny A, Göbel R, Welker D. 2009. Experimentell-vergleichende Untersuchungen an Befestigungswerkstoffen unter besonderer Berücksichtigung von Kompositen. *ZWR*, 118 (9):408-419.
 104. Re D, Augusti D, Sailer I, Cerutti A. 2008. The effect of surface treatment on the adhesion of resin cement to Y-TZP. *Eur J Esthet Dent*, 3(2):186-96.
 105. RelyX Unicem Technisches Produktprofil. 3M ESPE AG, Seefeld, Deutschland.
 106. Riehle M, Simmchen E. 2000. Grundlagen der Werkstofftechnik. 2. Auflage Stuttgart: Deutscher Verlag für Grundstoffindustrie.
 107. Roulet JF. 1988. Werkstoffkundliche Parameter und ihre Auswirkungen auf die Klinik. *Dtsch Zahnärztl Z*, 43(8):887-892.
 108. Russell AD. 1986. Chlorhexidine: antibacterial action and bacterial resistance. *Infection*, 14(5):212-5.

-
109. Rzanny A, Welker D. 1993. Biegefestigkeitsprüfungen an Komposits im methodischen Vergleich. Quintessenz Zahntech, 19:1467-1473.
 110. Rzanny A, Welker D. 1994. Milieubezogene Biegefestigkeits- und Elastizitätsuntersuchungen an Komposits. Quintessenz Zahntech, 20:1325-1330.
 111. Rzanny A, Welker D. 1999. Verblendkomposits im werkstoffkundlichen Vergleich: Artglass, Sinfony und Targis. ZT – Magazin für innovative Zahntechnik, 4(6):331-336.
 112. Sandham HJ, Nadeau L, Phillips HI. 1992. The effect of chlorhexidine varnish treatment on salivary mutans streptococcal levels in child orthodontic patients. J Dent Res, 71(1):32-5.
 113. Saskalauskaite E, Tam LE, Mc Comb D. 2008. Flexural Strength, Elastic Modules, and pH Profile of Self-etch Resin Luting Cements. J Prosthodont, 17:262-68.
 114. Satou J, Fukunaga A, Morikawa A, Matsumae I. 1991. Streptococcal adherence to uncoated and saliva-coated restoratives. J Oral Rehabil, 18(5):421-9.
 115. Schmalz G, Arenholt-Bindslev D. 2005. Biokompatibilität zahnärztlicher Werkstoffe. 1. Auflage München: Urban und Fischer Verlag.
 116. Schreiber M. 1910. Über den angeblichen Wert des Lackmusstreifens als Mittel zur Prüfung der physiologischen Wirkung unserer Silikatzemente. Zahnärztliche Rundschau 12:435.
 117. Schwartzman DDS, Caputo PD, Schein B. 1980. Antimicrobial action of dental cements. J Prosthet Dent, 43(3):309-312.
 118. Seidel W. 2005. Werkstofftechnik. 6. Auflage München: Hanser Verlag.
 119. Seltmann T. 2007. Microtensile-Untersuchungen zu einem selbstadhäsiven Universalzement [Dissertation]. Erlangen-Nürnberg: Friedrich-Alexander-Universität.
 120. Spinell T, Schedle A, Watts DC. 2009. Polymerization shrinkage kinetics of dimethacrylate resin-cements. Dent Mater, 25(8):1058-66.
 121. Stachniss K, Stachniss V, Lotzmann U. 2006. Scherfestigkeit von Adhäsivzement an Schmelz, Dentin, Keramik und Edelmetall nach Strahlen mit Al₂O₃. Dtsch Zahnärztl Z, 61:92-96.
 122. Svanberg M, Mjör IA, Orstavik D. 1990. Mutans streptococci in plaque from margins of amalgam, composite and glass ionomer restorations. J Dent Res, 69(3):861-4.

123. Tezvergil-Mutluay A, Lassila LVJ, Vallittu PK. 2007. Degree of conversion of dual-cure luting resins light-polymerized through various materials. *Acta Odontol Scand*, 65(4):201-5.
124. Thalmair T. 2004. Werkstoffkundliche Beschreibung eines neuen selbstadhäsiven Befestigungszements [Dissertation]. Erlangen-Nürnberg: Friedrich-Alexander-Universität.
125. Thurmond JW, Barkmeier WW, Wilwerding TM. 1994. Effect of porcelain surface treatments on bond strength of composite resin bonded to porcelain. *J Prosthet Dent*, 72:355-359.
126. Tonial D, Ghiggi PC, Lise AA, Burnett LH Jr, Oshima HM, Spohr AM. 2010. Effect of conditioner on microtensile bond strength of self-adhesive resin cements to dentin. *Stomatologija*, 12(3):73-9.
127. Tsarev VN, Romanov AE. 1995. The species composition of the dental plaque on the surface of fillings made from different materials. *Stomatologija*, 74(3):29-31.
128. van Loveren C. 1994. Prevention of dental caries with chlorhexidine. *Ned Tijdschr Tandheelkd*, 101(5):180-2.
129. Venz S. 1979. Untersuchung des Zusammenhanges zwischen Biegefestigkeit, Steifigkeit, Biegemodul, Füllstoffgehalt und Bruchflächenstruktur an 7 Füllungskunststoffen. *ZWR*, 88(13):601-606.
130. Viohl J. 1980. Klinische Bedeutung der Biegeeigenschaften bei Füllungswerkstoffen. *ZWR*, 89(8):43-46.
131. Vrochari AD, Eliades G, Hellwig E, Wrbas KT. 2009. Curing efficiency of four self-etching, self-adhesive resin cements. *Dent Mater*, 25(9):1104-8.
132. Wachall F. 2009. In-vitro-Studie zur antibakteriellen Wirkung von Adhäsiva im Dentin-Agar-Hemmhoftest [Dissertation]. Jena: Friedrich-Schiller-Universität.
133. Wallman C, Birkhed D. 2002. Effect of chlorhexidine varnish and gel on mutans streptococci in margins of restorations in adults. *Caries Res*, 36(5):360-5.
134. Watson GK, Cummins D, van der Ouderaa FJ. 1991. Inhibition of acid production by *Streptococcus mutans* NCTC 10449 by zinc and the effect of metal speciation. *Caries Res*, 25(6):431-7.
135. Weißbach W. 2001. Werkstoffkunde und Werkstoffprüfung. 14. Auflage Wiesbaden: Vieweg Verlag.
136. Wiegand A, Buchalla W, Attin T. 2007. Review of fluoride-releasing restorative materials-fluoride release and uptake characteristics, antibacterial activity and influence of caries formation. *Dent Mater*, 23:343-362.

-
137. Wilson AD, Kent BE. 1972. A new translucent cement for dentistry: the glass ionomer cement. *Br Dent J*, 132:133-135.
 138. Xie D, Brantley WA, Culbertson BM, Wang G. 2000. Mechanical properties and microstructures of glass-ionomer cements. *Dent Mater*, 16(2):129-38.
 139. Yang B, Ludwig K, Adelung R, Kern M. 2006. Microtensile bond strength of three luting resins to human regional dentin. *Dent Mater*, 22(1):45-56.
 140. Yip HK, Tay FR, Ngo HC, Smales RJ, Pashley DH. 2001. Bonding of contemporary glass ionomer cements to dentin. *Dent Mater*, 17(5):456-70.
 141. Yoshida Y, Van Meerbeek B, Nakayama Y, Snauwaert J, Hellemans L, Lambrechts P, Vanherle G, Wakasa K. 2000. Evidence of chemical bonding at biomaterial-hard tissue interfaces. *J Dent Res*, 79(2):709-14.
 142. Zickert I, Emilson CG, Krasse B. 1982. Effect of caries preventive measures in children highly infected with the bacterium *Streptococcus mutans*. *Arch Oral Biol*, 27(10):861-8.
 143. Zwick GmbH & Co. Firmenschrift zur Zwick 2005 Universalprüfmaschine, Ulm.

9 Anhang

Tabelle 1: Chargen-Nummern und Verfallsdatum der getesteten Befestigungswerkstoffe (die Untersuchungen wurden von Januar bis April 2009 durchgeführt)

Hersteller	Befestigungswerkstoff	Chargen – Nr.	Verfallsdatum
3M ESPE Seefeld/Deutschland	RelyX Unicem	LOT 317933	2009-09
Kerr Hawe Bioggio/Schweiz	MaxCem	LOT 2989339	2010-07
Hereaus Kulzer Hanau/Deutschland	i-Cem	LOT 305275	2010-07
Kuraray Okayama/Japan	Panavia F 2.0	LOT 41240	2010-11
Dr. rer. nat. Roland Göbel	Experimentalvariante AB	-	-
Shofu Kyoto/Japan	ResiCem	LOT 090733	2009-08
3M ESPE Seefeld/Deutschland	Ketac Cem Aplicap	LOT 318010	2011-02

Tabelle 2: Ergebnistabelle der untersuchten Werkstoffeigenschaften mit Mittelwerten (Mw) und Standardabweichungen (s) nach einem Tag (1 d) und 25.000 Temperaturlastwechseln (TLW)

Parameter / Produkt		RelyX Unicem						MaxCem		i-Cem		Panavia F 2.0		AB		ResiCem		Ketac Cem	
		Photo-polymerisation		Auto-polymerisation		mit Primer zef(c)AP													
		Mw	s	Mw	s	Mw	s	Mw	s	Mw	s	Mw	s	Mw	s	Mw	s	Mw	s
Biegefestigkeit [MPa]	1 d	64,9	10,1					113,0	16,4	84,8	11,9	78,4	10,9	58	9,2	115,5	23,8	12,1	1,1
	TLW	58,6	5,9					50,6	14,6	43,3	10,7	51,8	15,5	25,4	6,1	96,4	14,5		
Elastizitätsmodul [MPa]	1 d	10350	659					4510	458	2000	248	5420	917	1300	99	6400	850	9090	1053
	TLW	7710	1044					4450	465	2500	174	5300	584	960	239	6040	504		
Vickershärte	1 d	68	1,5					48	0,5	21	0,5	56	1,6	12	1,2	53	1,4	77	3,1
	TLW	47	1,7					37	4	16	1,9	54	0,7	9	0,1	45	0,6	47	
Scherfestigkeit EMF [MPa]	1 d	18,7	4,0	17,1	2,1	20,3	2,7	24,7	4,1	29,0	2,9	20,5	4,8	18,0	2,8	16,7	3,5	1,8	1,4
	TLW	14,3	2,1																
Druck-Scherfestigkeit EM [MPa]	1 d	20,6	5,3	6,6	1,1			17,3	2,8	24,2	3,9	10,6	0,5	5,1	1,9	23,4	5,3	2,3	0,6
	TLW	12,5	3,5																
Druck-Scherfestigkeit Zirkoniumoxid [MPa]	1 d	23,6	1,2	21,6	3,0			24,5	3,1	14,9	3,7	20,4	2,8	18,0	1,2	32,3	3,3	2,1	1,2
	TLW	15,2	2,1																
Druck-Scherfestigkeit Schmelz [MPa]	1 d	6,7	2,9	8	3,6			10,9	4,9	13,8	4,4	21,4	5,2	1,7	0,4	24,3	4,5	1,1	0,6
	TLW	4,2	2,6																
Druck-Scherfestigkeit Dentin [MPa]	1 d	4,7	2,3	6,3	1,4			2,1	1,2	2,3	1,9	9,5	2,0	0,6	0,3	11,6	4,5	1,1	0,6
	TLW	7,9	4,9																
Zugfestigkeit Modellkrone [MPa]	1 d			13,7	2,9											14,5	4,2	12,8	0,1

Abkürzungen: EMF edelmetallfreie Legierung, EM Edelmetall-Legierung, 1 d ein Tag, TLW 25.000 Temperaturlastwechsel

Tabelle 3: Bewertung der Biegefestigkeit ausgewählter Befestigungswerkstoffe nach einem Tag, nach 25.000 Temperaturlastwechseln und mit und ohne Temperaturlastwechsel mittels T-Test bei einem Signifikanzniveau von $p < 0,05$ (signifikante Unterschiede sind fett dargestellt)

Produkt	RXU	MC	IC	PF	AB	RC	KC
<i>Ein Tag/Ein Tag</i>							
RXU		0,000	0,016	0,055	0,235	0,006	0,000
MC	0,000		0,004	0,001	0,055	0,905	0,000
IC	0,016	0,004		0,398	0,004	0,043	0,000
PF	0,055	0,001	0,398		0,011	0,021	0,000
AB	0,235	0,000	0,004	0,011		0,004	0,000
RC	0,006	0,905	0,043	0,021	0,004		0,001
KC	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,001	
<i>Temperaturlastwechsel/Temperaturlastwechsel</i>							
RXU		0,218	0,016	0,690	0,000	0,003	
MC	0,218		0,317	0,375	0,003	0,000	
IC	0,016	0,317		0,040	0,009	0,000	
PF	0,690	0,375	0,040		0,000	0,003	
AB	0,000	0,003	0,009	0,000		0,000	
RC	0,003	0,000	0,000	0,003	0,000		
<i>Ein Tag/Temperaturlastwechsel</i>							
RXU	0,198						
MC		0,000					
IC			0,000				
PF				0,006			
AB					0,000		
RC						0,348	
KC							

(Abkürzungen: **RXU** RelyX Unicem, **MC** MaxCem, **IC** i-Cem, **PF** Panavia F 2.0, **AB** Experimentalvariante AB, **RC** ResiCem, **KC** Ketac Cem)

Tabelle 4: Bewertung des Elastizitätsmoduls ausgewählter Befestigungswerkstoffe nach einem Tag, nach 25.000 Temperaturlastwechseln und mit und ohne Temperaturlastwechsel mittels T-Test bei einem Signifikanzniveau von $p < 0,05$ (signifikante Unterschiede sind fett dargestellt)

Produkt	RXU	MC	IC	PF	AB	RC	KC
<i>Ein Tag/Ein Tag</i>							
RXU		0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,164
MC	0,000		0,000	0,000	0,000	0,001	0,009
IC	0,000	0,000		0,003	0,004	0,000	0,006
PF	0,000	0,000	0,003		0,003	0,037	0,008
AB	0,000	0,000	0,004	0,003		0,000	0,006
RC	0,000	0,001	0,000	0,037	0,000		0,049
KC	0,164	0,009	0,006	0,008	0,006	0,049	
<i>Temperaturlastwechsel/Temperaturlastwechsel</i>							
RXU		0,005	0,002	0,012	0,001	0,041	
MC	0,005		0,000	0,017	0,000	0,000	
IC	0,002	0,000		0,000	0,000	0,000	
PF	0,012	0,017	0,000		0,000	0,043	
AB	0,001	0,000	0,000	0,000		0,000	
RC	0,041	0,000	0,000	0,043	0,000		
<i>Ein Tag/Temperaturlastwechsel</i>							
RXU	0,017						
MC		0,824					
IC			0,001				
PF				0,895			
AB					0,012		
RC						0,045	
KC							

(Abkürzungen: **RXU** RelyX Unicem, **MC** MaxCem, **IC** i-Cem, **PF** Panavia F 2.0, **AB** Experimentalvariante AB, **RC** ResiCem, **KC** Ketac Cem)

Tabelle 5: Bewertung der Vickers-Härte ausgewählter Befestigungswerkstoffe nach einem Tag, nach 25.000 Temperaturlastwechseln und mit und ohne Temperaturlastwechsel mittels T-Test bei einem Signifikanzniveau von $p < 0,05$ (signifikante Unterschiede sind fett dargestellt)

Produkt	RXU	MC	IC	PF	AB	RC	KC
<i>Ein Tag/Ein Tag</i>							
RXU		0,007	0,000	0,021	0,000	0,016	0,956
MC	0,007		0,000	0,000	0,000	0,000	0,000
IC	0,000	0,000		0,000	0,000	0,000	0,000
PF	0,021	0,000	0,000		0,000	0,013	0,000
AB	0,000	0,000	0,000	0,000		0,000	0,000
RC	0,016	0,000	0,000	0,013	0,000		0,000
KC	0,956	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	
<i>Temperaturlastwechsel/Temperaturlastwechsel</i>							
RXU		0,003	0,000	0,000	0,000	0,710	
MC	0,003		0,000	0,000	0,000	0,005	
IC	0,000			0,000	0,000	0,000	
PF	0,000	0,000	0,000		0,000	0,000	
AB	0,000	0,000	0,000	0,000		0,000	
RC	0,710	0,005	0,000	0,000	0,000		
<i>Ein Tag/Temperaturlastwechsel</i>							
RXU	0,000						
MC		0,000					
IC			0,000				
PF				0,051			
AB					0,001		
RC						0,000	
KC							

(Abkürzungen: **RXU** RelyX Unicem, **MC** MaxCem, **IC** i-Cem, **PF** Panavia F 2.0, **AB** Experimentalvariante AB, **RC** ResiCem, **KC** Ketac Cem)

Tabelle 6: Bewertung der Druck-Scherfestigkeit zwischen ausgewählten Befestigungswerkstoffen und der edelmetallfreien Legierung Wirobond C nach einem Tag mittels T-Test bei einem Signifikanzniveau von $p < 0,05$ (signifikante Unterschiede sind fett dargestellt)

Produkt	RXU	MC	IC	PF	AB	RC	KC
<i>Ein Tag/Ein Tag</i>							
RXU		0,070	0,002	0,551	0,750	0,399	0,000
MC	0,070		0,132	0,202	0,330	0,020	0,000
IC	0,002	0,132		0,012	0,000	0,000	0,000
PF	0,551	0,202	0,012		0,357	0,185	0,000
AB	0,750	0,330	0,000	0,357		0,505	0,000
RC	0,399	0,020	0,000	0,185	0,505		0,000
KC	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	

(Abkürzungen: **RXU** RelyX Unicem, **MC** MaxCem, **IC** i-Cem, **PF** Panavia F 2.0, **AB** Experimentalvariante AB, **RC** ResiCem, **KC** Ketac Cem)

Tabelle 7: Bewertung der Druck-Scherfestigkeit zwischen ausgewählten Befestigungswerkstoffen und der Edelmetall-Legierung Degunorm nach einem Tag mittels T-Test bei einem Signifikanzniveau von $p < 0,05$ (signifikante Unterschiede sind fett dargestellt)

Produkt	RXU	MC	IC	PF	AB	RC	KC
<i>Ein Tag/Ein Tag</i>							
RXU		0,262	0,245	0,013	0,002	0,305	0,001
MC	0,262		0,008	0,005	0,000	0,005	0,000
IC	0,245	0,008		0,000	0,000	0,667	0,000
PF	0,013	0,005	0,000		0,000	0,000	0,000
AB	0,002	0,000	0,000	0,000		0,000	0,009
RC	0,305	0,005	0,667	0,000	0,000		0,000
KC	0,001	0,000	0,000	0,000	0,009	0,000	

(Abkürzungen: **RXU** RelyX Unicem, **MC** MaxCem, **IC** i-Cem, **PF** Panavia F 2.0, **AB** Experimentalvariante AB, **RC** ResiCem, **KC** Ketac Cem)

Tabelle 8: Bewertung der Druck-Scherfestigkeit zwischen ausgewählten Befestigungswerkstoffen und dem Zirkoniumoxid VITA In-Ceram YZ nach einem Tag mittels T-Test bei einem Signifikanzniveau von $p < 0,05$ (signifikante Unterschiede sind fett dargestellt)

Produkt	RXU	MC	IC	PF	AB	RC	KC
<i>Ein Tag/Ein Tag</i>							
RXU		0,575	0,000	0,058	0,024	0,003	0,000
MC	0,575		0,001	0,060	0,018	0,005	0,000
IC	0,000	0,001		0,012	0,170	0,000	0,000
PF	0,058	0,060	0,012		0,285	0,000	0,000
AB	0,024	0,018	0,170	0,285		0,000	0,000
RC	0,003	0,005	0,000	0,000	0,000		0,000
KC	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	

(Abkürzungen: **RXU** RelyX Unicem, **MC** MaxCem, **IC** i-Cem, **PF** Panavia F 2.0, **AB** Experimentalvariante AB, **RC** ResiCem, **KC** Ketac Cem)

Tabelle 9: Bewertung der Druck-Scherfestigkeit zwischen ausgewählten Befestigungswerkstoffen und humanem Schmelz nach einem Tag mittels T-Test bei einem Signifikanzniveau von $p < 0,05$ (signifikante Unterschiede sind fett dargestellt)

Produkt	RXU	MC	IC	PF	AB	RC	KC
<i>Ein Tag/Ein Tag</i>							
RXU		0,107	0,009	0,003	0,005	0,000	0,004
MC	0,107		0,165	0,013	0,002	0,000	0,001
IC	0,009	0,165		0,088	0,001	0,004	0,001
PF	0,003	0,013	0,088		0,001	0,731	0,001
AB	0,005	0,002	0,001	0,001		0,000	0,246
RC	0,000	0,000	0,004	0,731	0,000		0,000
KC	0,004	0,001	0,001	0,001	0,246	0,000	

(Abkürzungen: **RXU** RelyX Unicem, **MC** MaxCem, **IC** i-Cem, **PF** Panavia F 2.0, **AB** Experimentalvariante AB, **RC** ResiCem, **KC** Ketac Cem)

Tabelle 10: Bewertung der Druck-Scherfestigkeit zwischen ausgewählten Befestigungswerkstoffen und humanem Dentin nach einem Tag mittels T-Test bei einem Signifikanzniveau von $p < 0,05$ (signifikante Unterschiede sind fett dargestellt)

Produkt	RXU	MC	IC	PF	AB	RC	KC	OFL
<i>Ein Tag/Ein Tag</i>								
RXU		0,101	0,147	0,013	0,035	0,021	0,048	0,010
MC	0,101		0,658	0,000	0,020	0,007	0,152	0,000
IC	0,147	0,658		0,000	0,157	0,005	0,501	0,000
PF	0,013	0,000	0,000		0,000	0,367	0,000	0,010
AB	0,035	0,020	0,157	0,000		0,005	0,235	0,000
RC	0,021	0,007	0,005	0,367	0,005		0,005	0,117
KC	0,048	0,152	0,501	0,000	0,235	0,005		0,000
OFL	0,010	0,000	0,000	0,010	0,000	0,117	0,000	

(Abkürzungen: **RXU** RelyX Unicem, **MC** MaxCem, **IC** i-Cem, **PF** Panavia F 2.0, **AB** Experimentalvariante AB, **RC** ResiCem, **KC** Ketac Cem, **OFL** Optibond FL)

Tabelle 11: Bewertung der Druck-Scherfestigkeit bei verschiedener Behandlung von RelyX Unicem mittels T-Test bei einem Signifikanzniveau von $p < 0,05$ (signifikante Unterschiede sind fett dargestellt)

	EMF	EM	ZrO₂	S	D
	PP	PP	PP	PP	PP
AP / 1 d	0,453	0,004	0,184	0,444	0,261
TLW	0,735	0,022	0,000	0,091	0,645
P / 1 d	0,490				

(Abkürzungen: **EMF** Edelmetallfreie Legierung, **EM** Edelmetall-Legierung, **ZrO₂** Zirkoniumoxid, **S** Schmelz, **D** Dentin, **PP** Photopolymerisation, **AP** Autopolymerisation, **TLW** Temperaturlastwechsel, **P** Verwendung von Primer zef(c)AP, **1 d** ein Tag)

Tabelle 12: Bewertung der Zugfestigkeit einer edelmetallfreien Krone von einem edelmetallfreien Modellstumpf, befestigt mit ausgewählten Befestigungswerkstoffen nach einem Tag mittels T-Test bei einem Signifikanzniveau von $p < 0,05$ (signifikante Unterschiede sind fett dargestellt)

Produkt	RXU	RS	KC
RXU		0,791	0,645
RS	0,791		0,545
KC	0,645	0,545	

(Abkürzungen: **RXU** RelyX Unicem, **RC** ResiCem, **KC** Ketac Cem)

Tabelle 13: Bewertung der Druck-Scherfestigkeit zwischen ausgewählten Befestigungswerkstoffen und der edelmetallfreien Legierung Wirobond C in Bezug zur Zugfestigkeit einer edelmetallfreien Krone von einem edelmetallfreien Modellstumpf, befestigt mit ausgewählten Befestigungswerkstoffen nach einem Tag mittels T-Test bei einem Signifikanzniveau von $p < 0,05$ (signifikante Unterschiede sind fett dargestellt)

Druck-Scherfestigkeit bei EMF / Zugfestigkeit Krone			
Produkt	RXU	RS	KC
RXU	0,110		
RS		0,483	
KC			0,000

(Abkürzungen: **RXU** RelyX Unicem, **RC** ResiCem, **KC** Ketac Cem)

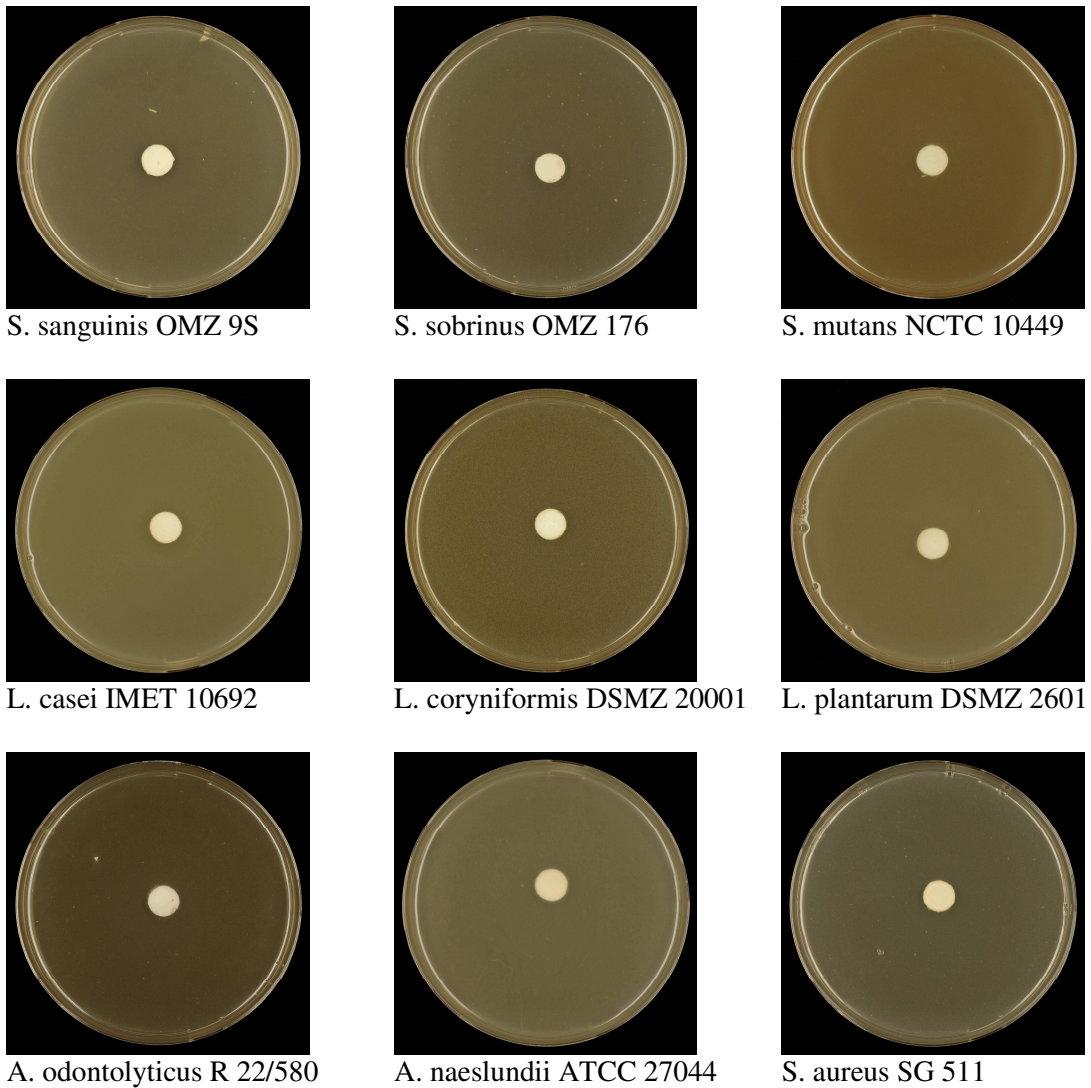


Abbildung 1: Antibakterielle Wirkung von RelyX Unicem (3M ESPE) gegenüber *S. sanguinis* OMZ 9S, *S. sobrinus* OMZ 176, *S. mutans* NCTC 10449, *L. casei* IMET 10692, *L. coryniformis* DSMZ 20001, *L. plantarum* DSMZ 2601, *A. odontolyticus* R 22/580, *A. naeslundii* ATCC 27044 und *S. aureus* SG 511 im Agar-Hemmhoftest nach 48-stündiger Bebrütung

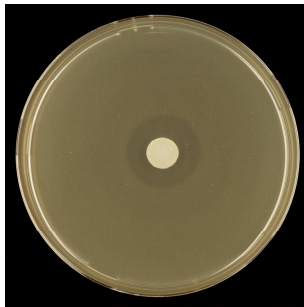
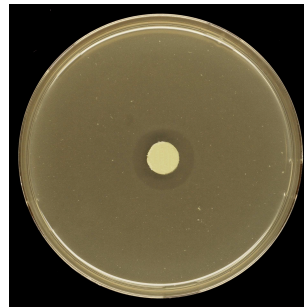
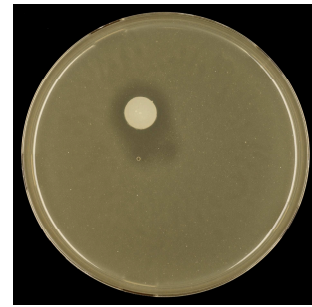
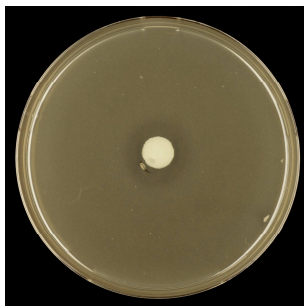
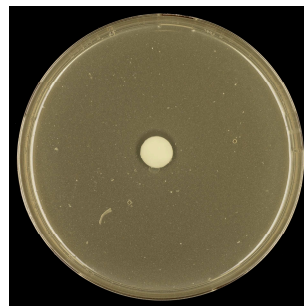
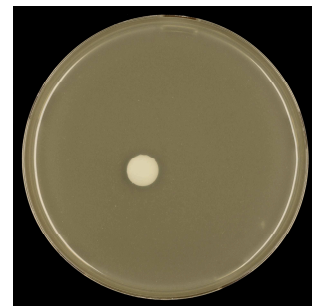
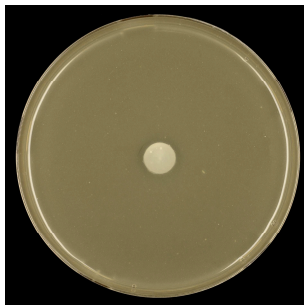
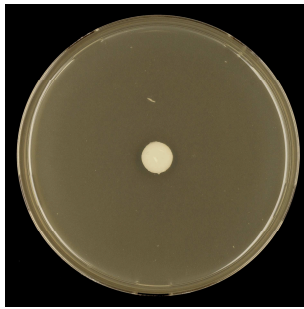
*S. sanguinis* OMZ 9S*S. sobrinus* OMZ 176*A. naeslundii* ATCC 27044

Abbildung 2: Antibakterielle Wirkung frischer Prüfkörper von MaxCem (Kerr Hawe) gegenüber *S. sanguinis* OMZ 9S, *S. sobrinus* OMZ 176 und *A. naeslundii* ATCC 27044 im Agar-Hemmhoftest nach 48-stündiger Bebrütung

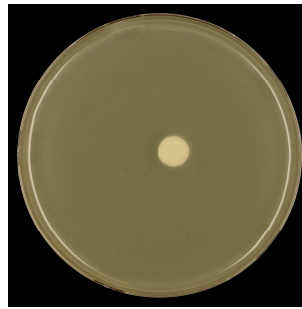
*S. sanguinis* OMZ 9S*S. sobrinus* OMZ 176*A. naeslundii* ATCC 27044

A. naeslundii ATCC 27044;
nach einem Tag Lagerung
eingegossen

Abbildung 3: Antibakterielle Wirkung frischer bzw. einen Tag alter Prüfkörper von i-Cem (Hereaus Kulzer) gegenüber *S. sanguinis* OMZ 9S, *S. sobrinus* OMZ 176 und *A. naeslundii* ATCC 27044 im Agar-Hemmhoftest nach 48-stündiger Bebrütung

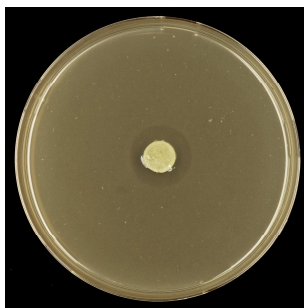


S. sanguinis OMZ 9S

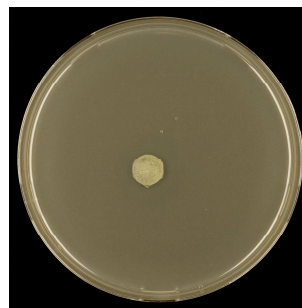


A. naeslundii ATCC 27044

Abbildung 4: Antibakterielle Wirkung von Panavia F 2.0 (Kuraray) gegenüber *S. sanguinis* OMZ 9S und *A. naeslundii* im Agar-Hemmhoftest nach 48-stündiger Bebrütung

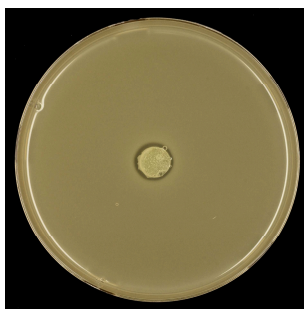


frisch eingegossen

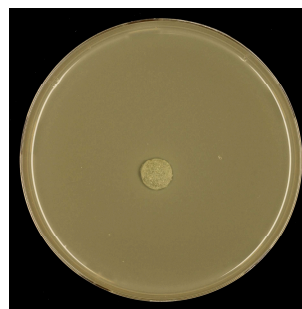


nach einem Tag
Lagerung eingegossen

Abbildung 5: Antibakterielle Wirkung der Experimentalvariante AB gegenüber *S. sanguinis* OMZ 9S im Agar-Hemmhoftest nach 48-stündiger Bebrütung



frisch eingegossen

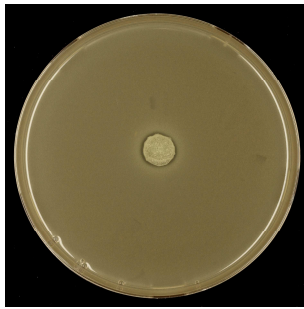


nach einem Tag
Lagerung eingegossen



nach zwei Tagen
Lagerung eingegossen

Abbildung 6: Antibakterielle Wirkung der Experimentalvariante AB gegenüber *L. casei* IMET 10692 im Agar-Hemmhoftest nach 48-stündiger Bebrütung



frisch eingegossen

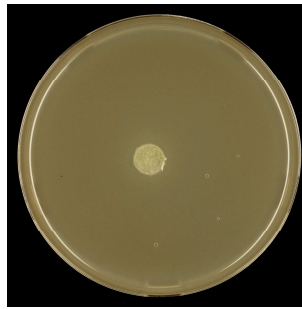
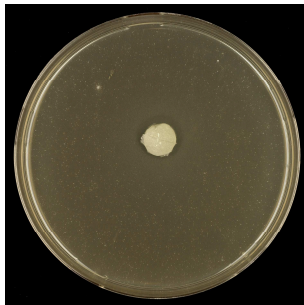
nach einem Tag Lagerung
eingegossen

Abbildung 7: Antibakterielle Wirkung der Experimentalvariante AB gegenüber *L. plantarum* DSMZ 2601 im Agar-Hemmhoftest nach 48-stündiger Bebrütung



frisch eingegossen

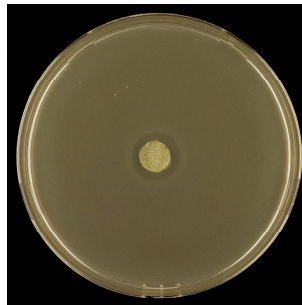
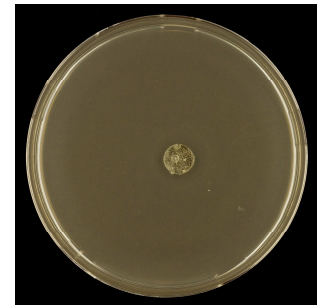
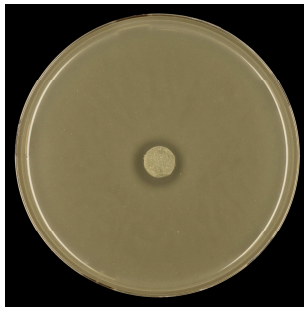
nach einem Tag
Lagerung eingegossennach zwei Tagen
Lagerung eingegossen

Abbildung 8: Antibakterielle Wirkung der Experimentalvariante AB gegenüber *A. odontolyticus* R 22/580 im Agar-Hemmhoftest nach 48-stündiger Bebrütung



frisch eingegossen

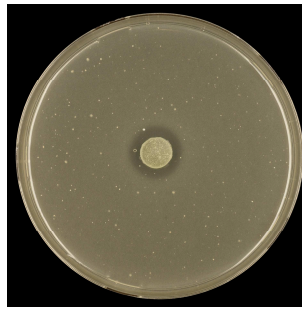
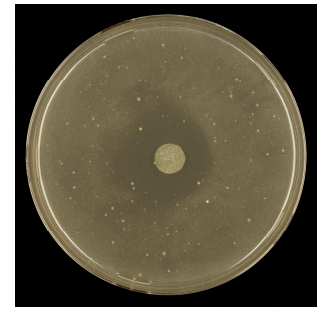
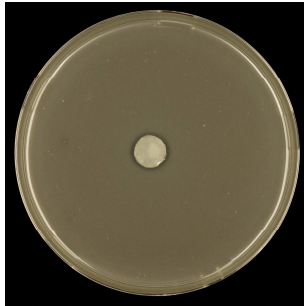
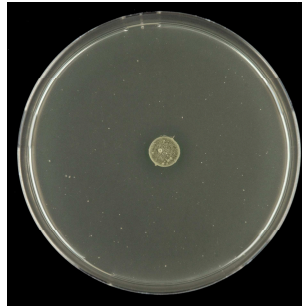
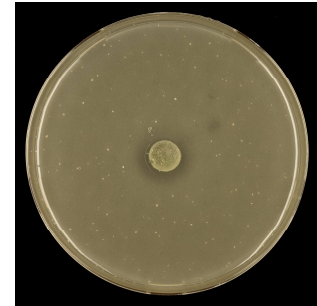
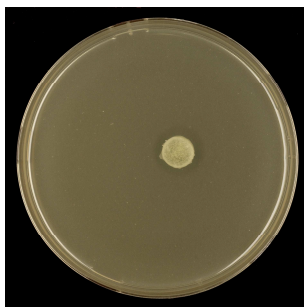
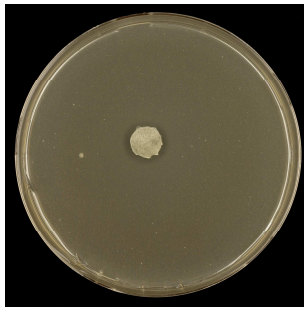
nach einem Tag
Lagerung eingegossennach zwei Tagen
Lagerung eingegossennach drei Tagen
Lagerung eingegossennach vier Tagen
Lagerung eingegossennach fünf Tagen
Lagerung eingegossennach sechs Tagen
Lagerung eingegossen

Abbildung 9: Antibakterielle Wirkung der Experimentalvariante AB gegenüber *A. naeslundii* ATCC 27044 im Agar-Hemmhoftest nach 48-stündiger Bebrütung



frisch eingegossen

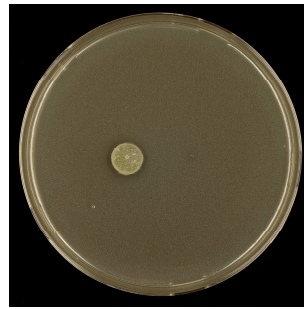
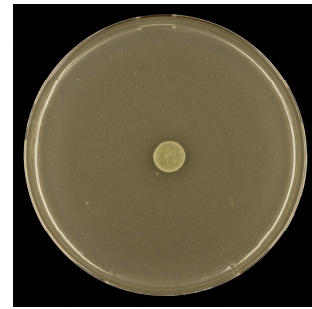
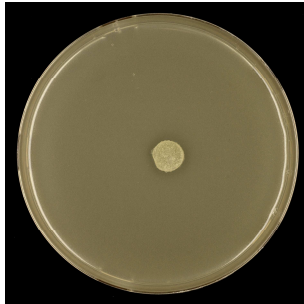
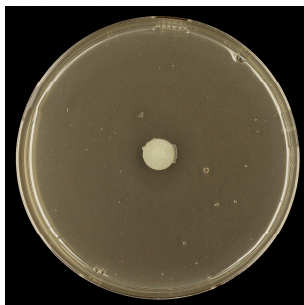
nach einem Tag
Lagerung eingegossennach zwei Tagen
Lagerung eingegossennach drei Tagen
Lagerung eingegossen

Abbildung 10: Antibakterielle Wirkung der Experimentalvariante AB gegenüber *S. aureus*, SG 511 im Agar-Hemmhoftest nach 48-stündiger Bebrütung



frisch eingegossen

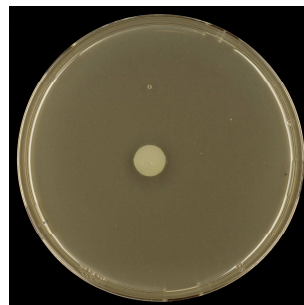
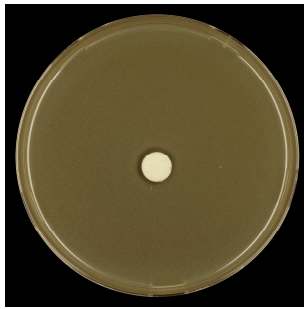
nach einem Tag
Lagerung eingegossen

Abbildung 11: Antibakterielle Wirkung von ResiCem (Shofu) gegenüber *S. sanguinis* OMZ 9S im Agar-Hemmhoftest nach 48-stündiger Bebrütung



frisch eingegossen

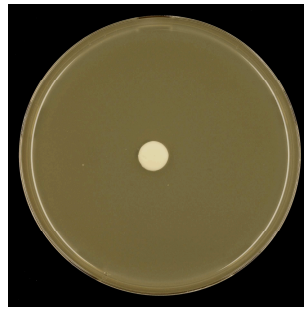
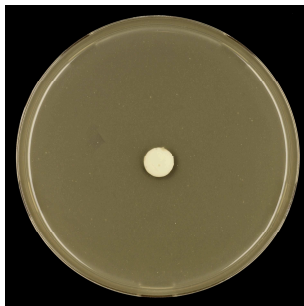
nach einem Tag Lagerung
eingegossen

Abbildung 12: Antibakterielle Wirkung von Ketac Cem (3M ESPE) gegenüber *L. coryniformis* DSMZ 20001 im Agar-Hemmhoftest nach 48-stündiger Bebrütung



frisch eingegossen

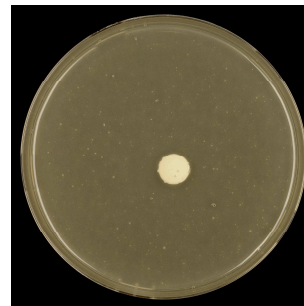
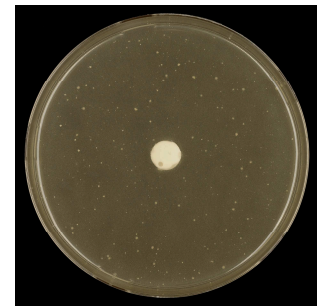
nach einem Tag
Lagerung eingegossennach zwei Tagen
Lagerung eingegossen

Abbildung 13: Antibakterielle Wirkung von Ketac Cem (3M ESPE) gegenüber *A. naeslundii* ATCC 27044 im Agar-Hemmhoftest nach 48-stündiger Bebrütung

Danksagung

Herrn Univ.-Prof. Dr. med. dent. Harald Küpper danke ich für die freundliche Aufnahme als Promovendin in seiner Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik und Werkstoffkunde am ZZMK des Universitätsklinikums Jena.

Frau Professor Dr. rer. nat. habil. Susanne Kneist, Leiterin des Biologischen Forschungslabors, danke ich für die Vergabe des Themas, für ihre fachliche Beratung bei der Vorbereitung und Durchführung der mikrobiologischen Untersuchungen, für ihr Interesse am Gelingen der Arbeit sowie für die wissenschaftliche Diskussion bei der Niederschrift der Arbeit.

Mein besonderer Dank gilt gleichermaßen Herrn Dr. rer. nat. Roland Göbel und Frau Dr. rer. nat. Angelika Rzanny, Labor Technologische Werkstoffkunde, für die fachlich kompetente Beratung bei allen methodischen und werkstoffkundlichen Fragen und die konstruktive Unterstützung bei der Fertigstellung der Arbeit.

Den Assistentinnen des Biologischen Labors, Frau Katrin von Brandenstein und Frau Regina Mäuer, danke ich herzlich für die hilfsbereite Einarbeitung in die experimentellen Arbeitstechniken sowie fachliche Unterstützung und Beratung während der Durchführung der mikrobiologischen Laborarbeiten.

Des Weiteren danke ich Herrn Mario Facht, Labor Technologische Werkstoffkunde, für die fachliche Hilfestellung bei der Durchführung der werkstoffkundlichen Experimente sowie der stetigen Beratung und Betreuung.

Bei Herrn Michael Szabo, Institut für Anatomie der Friedrich-Schiller-Universität Jena, möchte ich mich für seine Unterstützung und die Hilfsbereitschaft bei der Erstellung der mikrobiologischen Fotodokumentation bedanken.

Herzlichen Dank für die Überlassung des Zahngutes möchte ich zahlreichen Zahnarztpraxen im Raum Eisenach sowie der Poliklinik für Kieferorthopädie des ZZMK der Friedrich-Schiller-Universität Jena aussprechen.

Den Firmen 3M ESPE (Seefeld/Deutschland), Kerr Hawe (Bioggio/Schweiz), Hereaus Kulzer (Hanau/Deutschland), Kuraray (Okayama/Japan) und Shofu (Kyoto/Japan) danke ich für die Bereitstellung der Werkstoffe.

Ehrenwörtliche Erklärung

Hiermit erkläre ich, dass mir die Promotionsordnung der Medizinischen Fakultät der Friedrich-Schiller-Universität bekannt ist,

dass ich die Dissertation selbst angefertigt habe und alle von mir benutzten Hilfsmittel, persönliche Mitteilungen und Quellen in meiner Arbeit angegeben sind,

dass mich folgende Personen bei der Auswahl und Auswertung des Materials sowie bei der Herstellung des Manuskripts unterstützt haben: Professor Dr. rer. nat. habil. Susanne Kneist, Dr. rer. nat. Angelika Rzanny, Dr. rer. nat. Roland Göbel,

dass die Hilfe eines Promotionsberaters nicht in Anspruch genommen wurde und dass Dritte weder unmittelbar noch mittelbar geldwerte Leistungen von mir für die Arbeit erhalten haben, die im Zusammenhang mit dem Inhalt der vorgelegten Dissertation stehen,

dass ich die Dissertation noch nicht als Prüfungsarbeit für eine staatliche oder andere wissenschaftliche Prüfung eingereicht habe und

dass ich die gleiche, eine in wesentlichen Teilen ähnliche oder eine andere Abhandlung nicht bei einer anderen Hochschule als Dissertation eingereicht habe.

Ruhla, den 05.05.2011

Diana Hoppert

Lebenslauf

Persönliche Daten:

Name, Vorname: Hoppert, Diana
Geburtsdatum: 16.05.1987
Geburtsort: Eisenach
Nationalität: deutsch
Familienstand: ledig

Schulbildung:

08/1993 – 07/1997 Grundschule Ruhla
08/1997 – 06/2005 Albert-Schweitzer-Gymnasium Ruhla
2005 Abitur

Studium:

10/2005 – 12/2010 Studium der Zahnmedizin an der Friedrich-Schiller-Universität Jena
08/2006 Naturwissenschaftliche Vorprüfung mit dem Gesamtergebnis „sehr gut“
03/2008 Zahnärztliche Vorprüfung mit dem Gesamtergebnis „sehr gut“
Seit 10/2008 Promovendin an der Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik und Werkstoffkunde des Zentrums für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde des Universitätsklinikums Jena
14.12.2010 Staatsexamen der Zahnmedizin an der Friedrich-Schiller-Universität Jena mit dem Gesamtergebnis „sehr gut“
18.01.2011 Approbation als Zahnärztin

Berufliche Tätigkeit:

01.03.2011 Beginn der Tätigkeit als Vorbereitungsassistentin in der Zahnarztpraxis Dr. Klaus-Dieter Hoppert in Ruhla, Thüringen